

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-024287

(43)Date of publication of application : 28.01.2003

(51)Int.Cl. A61B 5/0245  
A61B 5/22  
G01C 19/00  
G01C 19/56  
G01P 9/04  
G01P 15/00  
G01P 15/10  
G08C 19/00

(21)Application number : 2001-212911

(71)Applicant : SHIN SANGYO SOUZOU KENKYU  
KIKO  
MICROSTONE CORP

(22)Date of filing : 12.07.2001

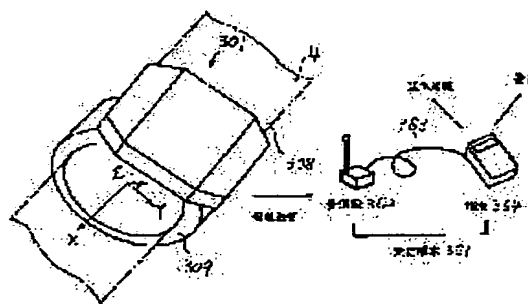
(72)Inventor : MATSUI SHIGETOMO  
MISUMI TAKANARI  
KATSURAGAWA TAKASHI  
SHIRATORI NORIHIKO  
ICHIKAWA KAZUTOYO  
TAMURA HIDEKI

## (54) MONITOR DEVICE FOR BODY STATE

## (57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To monitor a body state by performing the evaluation of motion and the evaluation of physiological information at the same time.

SOLUTION: An acceleration sensor 11 and an angular velocity sensor 12 are mounted on the body such as an arm and a pulse wave sensor SR is also mounted thereon and the respective detection signals of the acceleration, angular velocity and pulse wave of these sensors are transmitted by a radio transmission means 22. The body state wherein both of the motion and the physiological information are combined can be monitored by using the data related to the motion of the acceleration and angular velocity and the physiological data being pulse waves. For example, a warning signal is outputted when pulsation is abnormally high through quantity of motion is little.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application]

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2003-24287  
(P2003-24287A)

(43) 公開日 平成15年 1月28日 (2003.1.28)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B	5/0245	A 6 1 B 5/22	B 2 F 0 7 3
	5/22	G 0 1 C 19/00	Z 2 F 1 0 5
G 0 1 C	19/00	19/56	4 C 0 1 7
	19/56	G 0 1 P 9/04	
G 0 1 P	9/04	15/10	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 33 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-212911(P2001-212911)

(22) 出願日 平成13年 7月12日 (2001.7.12)

(71) 出願人 597167748

財団法人新産業創造研究機構  
兵庫県神戸市中央区港島南町 1 丁目 5 番 2 号

(71) 出願人 500020287

マイクロストーン株式会社  
長野県北佐久郡御代田町大字草越1173番地  
1394

(74) 代理人 100075557

弁理士 西教 圭一郎 (外 3 名)

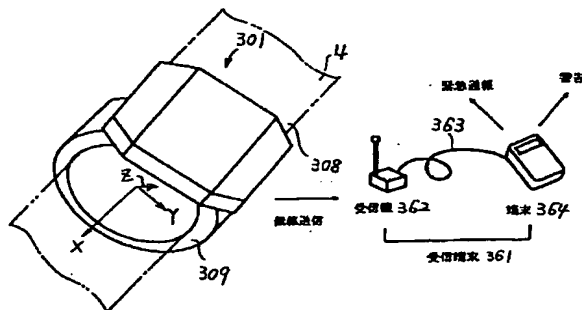
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 身体状態の監視装置

(57) 【要約】

【課題】 運動の評価と生体情報の評価とを同時に行って、身体状態を監視する。

【解決手段】 腕などの身体に、加速度センサ 1 1 と角速度センサ 1 2 とを装着するとともに、脈波センサ S R を装着し、これらの加速度、角速度および脈波の各検出信号を、無線で送信手段 2 2 によって送信する。これらの加速度および角速度の運動に関する情報と、脈波である生体情報とを用いて、運動と生体情報の両者の組合せた身体状態の監視を行うことができる。たとえば運動量が小さいにもかかわらず、脈拍が異常に高い場合、警報信号を出力する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 身体に装着され、加速度および角速度の少なくとも一方を検出する運動センサと、  
身体に装着され、脈波を検出する脈波センサと、  
運動センサと脈波センサの出力にตอบสนองし、身体状態を表す情報を演算して監視する手段とを含むことを特徴とする身体状態の監視装置。

【請求項 2】 演算監視手段は、

運動センサと脈波センサとに一体的に取付けられ、運動センサと脈波センサとの出力に関連する信号を送信する送信手段と、

送信手段の出力を受信し、身体状態を表す情報を演算する演算手段と、

演算手段の出力にตอบสนองし、身体状態を表す情報を表示する表示手段とを含むことを特徴とする請求項 1 記載の身体状態の監視装置。

【請求項 3】 演算監視手段は、運動センサと脈波センサとに一体的に取付けられ、身体状態を表す情報を演算する演算手段と、

運動センサと脈波センサとに一体的に取付けられ、演算手段の出力にตอบสนองし、身体状態を表す情報を表示する表示手段とを含むことを特徴とする請求項 1 記載の身体状態の監視装置。

【請求項 4】 運動センサは、

加速度を検出する加速度センサと、

角速度を検出する角速度センサとを有し、

演算手段は、

加速度センサと角速度センサとの出力を演算して運動量を求める運動量演算手段と、

脈波センサの出力を演算して脈拍を演算する脈拍演算手段と、

運動量演算手段と脈拍演算手段との出力にตอบสนองし、運動量が予め定める第 1 の値  $Q$  1 未満であって正常であり、かつ、脈拍が予め定める第 2 の値  $u$  1 以上であって過多であるとき、または第 2 の値  $u$  1 未満である予め定める第 3 の値  $u$  2 未満であって過少であるとき、警報信号を出力する警報手段とを含むことを特徴とする請求項 2 または 3 記載の身体状態の監視装置。

【請求項 5】 運動センサは、

加速度を検出する加速度センサと、

角速度を検出する角速度センサとを有し、

演算手段は、

加速度センサと角速度センサとの出力を演算して運動量を求める運動量演算手段と、

脈波センサの出力を演算して脈拍を演算する脈拍演算手段と、

運動量演算手段と脈拍演算手段との出力にตอบสนองし、運動量が予め定める第 1 の値  $Q$  1 以上であって過多であり、かつ、脈拍が予め定める第 2 の値  $u$  1 以上であるとき、警報信号を出力する警報手段とを含むことを特徴とする

請求項 2 または 3 記載の身体状態の監視装置。

【請求項 6】 角速度センサは、人体の上肢または下肢に装着され、

その装着される上肢または下肢の長手方向  $X$  と、その装着される上肢または下肢の幅方向  $Y$  とに垂直な  $Z$  軸のまわりの角速度  $\omega_z$  を検出するジャイロセンサであることを特徴とする請求項 4 または 5 記載の身体状態の監視装置。

【請求項 7】 脈拍演算手段は、

加速度センサの出力にตอบสนองし、加速度センサのパルス状出力が得られる状態で、脈波センサの出力に含まれるノイズを除去するノイズ除去手段を含むことを特徴とする請求項 4～6 のうちの 1 つに記載の身体状態の監視装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、身体状態の監視装置に関し、特に人または動物の身体動作、たとえば腕の振りなどから運動の評価を行い、さらに生体情報の評価を行うことができる新規な身体状態の監視装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来から、老人などの使用者の運動の評価を行うとともに、生体情報を評価するための先行技術は存在しない。たとえば特開平 10-295651 は、使用者の運動量を健康診断に反映する構成を開示し、特開 2000-41952、特開 2000-41953 もまた運動の評価を行う構成を開示する。特開平 0-187433 は、耳たぶに取付けた脈波センサの出力によって体調異常を通報する構成を開示する。したがって先行技術では、運動と生体情報とを用いて身体状態を監視するための構成は実現されていない。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、運動の評価と生体情報の評価とを用いて身体状態を監視することができるようにした身体状態の監視装置を提供することである。

【0004】

【課題を解決するための手段】本発明は、身体に装着され、加速度および角速度の少なくとも一方を検出する運動センサと、身体に装着され、脈波を検出する脈波センサと、運動センサと脈波センサの出力にตอบสนองし、身体状態を表す情報を演算して監視する手段とを含むことを特徴とする身体状態の監視装置である。

【0005】本発明に従えば、運動センサと脈波センサとをたとえば身体の上肢または下肢に巻付けて着脱自在に装着するベルトに設けられ、加速度および角速度の少なくとも一方を検出するとともに脈波を検出し、これによって身体状態を表す情報を演算して監視することができる。身体状態というのは、運動の評価および生体情報

の評価との両者を用いて得られる状態である。

【0006】また本発明は、演算監視手段は、運動センサと脈波センサとに一体的に取付けられ、運動センサと脈波センサとの出力に関連する信号を送信する送信手段と、送信手段の出力を受信し、身体状態を表す情報を演算する演算手段と、演算手段の出力にตอบสนองし、身体状態を表す情報を表示する表示手段とを含むことを特徴とする。

【0007】また本発明は、演算監視手段は、運動センサと脈波センサとに一体的に取付けられ、身体状態を表す情報を演算する演算手段と、運動センサと脈波センサとに一体的に取付けられ、演算手段の出力にตอบสนองし、身体状態を表す情報を表示する表示手段とを含むことを特徴とする。

【0008】本発明に従えば、運動センサと脈波センサとの出力を送信手段で電波を用いて、または赤外線などの光を用いて電磁波で送信し、その電磁波を受信して演算し、身体状態の情報を表示手段で表示するようにしてもよく、あるいはまた運動センサと脈波センサとに一体的に、身体状態の情報を演算する演算手段と、その情報を表示する表示手段とを設けて構成してもよい。表示手段は、液晶表示パネルを有する目視表示を行う構成であってもよいが、音響を出力する構成であってもよく、あるいはまた振動などによって表示を行う構成によって実現されてもよい。

【0009】また本発明は、運動センサは、加速度を検出する加速度センサと、角速度を検出する角速度センサとを有し、演算手段は、加速度センサと角速度センサとの出力を演算して運動量を求める運動量演算手段と、脈波センサの出力を演算して脈拍を演算する脈拍演算手段と、運動量演算手段と脈拍演算手段との出力にตอบสนองし、運動量が予め定める第1の値 $Q_1$ 未満であって正常であり、かつ、脈拍が予め定める第2の値 $u_1$ 以上であって過多であるとき、または第2の値 $u_1$ 未満である予め定める第3の値 $u_2$ 未満であって過少であるとき、警報信号を出力する警報手段とを含むことを特徴とする。

【0010】また本発明は、運動センサは、加速度を検出する加速度センサと、角速度を検出する角速度センサとを有し、演算手段は、加速度センサと角速度センサとの出力を演算して運動量を求める運動量演算手段と、脈波センサの出力を演算して脈拍を演算する脈拍演算手段と、運動量演算手段と脈拍演算手段との出力にตอบสนองし、運動量が予め定める第1の値 $Q_1$ 以上であって過多であり、かつ、脈拍が予め定める第2の値 $u_1$ 以上であるとき、警報信号を出力する警報手段とを含むことを特徴とする。

【0011】本発明に従えば、運動量が予め定める第1の値未満であって、正常であるにもかかわらず、脈拍が過多または過少であるとき、警報信号を出力し、また運動量が過多であって脈拍も過多であるとき、警報信号が

出力される。これによって、運動センサまたは脈波センサのいずれか一方だけで身体の異常を判断するよりも、誤報を回避することができる。

【0012】警報信号は、たとえば病院または福祉施設に設けられたコンピュータなどを備える処理装置に伝送されるように構成されてもよい。運動の評価に関する警報信号は、たとえばフィットネスクラブなどに備えられたコンピュータを含む処理装置に伝送されるように構成されてもよい。

【0013】また本発明は、角速度センサは、人体の上肢または下肢に装着され、その装着される上肢または下肢の長手方向 $X$ と、その装着される上肢または下肢の幅方向 $Y$ とに垂直な $Z$ 軸のまわりの角速度 $\omega_z$ を検出するジャイロセンサであることを特徴とする。

【0014】本発明に従えば、角速度センサを人体の上肢、たとえば腕の手首などに装着されてもよく、あるいはまた下肢、たとえば足首などに装着されてもよく、この長手方向 $X$ と幅方向 $Y$ とに垂直な $Z$ 軸のまわりの角速度 $\omega_z$ をジャイロセンサで検出することによって、その使用者の運動量を正確に得ることができる。

【0015】また本発明は、脈拍演算手段は、加速度センサの出力にตอบสนองし、加速度センサのパルス状出力が得られる状態で、脈波センサの出力に含まれるノイズを除去するノイズ除去手段を含むことを特徴とする。

【0016】本発明に従えば、脈拍の演算の際、加速度センサからの出力に含まれるパルスに対応して、脈波センサの出力に含まれるノイズを除去する。脈波センサの出力に含まれるノイズは、身体たとえば上肢または下肢などの少なくとも一部分が激しく動いたときに生じやすく、たとえば血管内の血液が、身体の一部の動きによって移動し、これによって脈波にノイズが含まれる結果になる。そこで本発明では、パルス状の加速度が発生したときに、脈波に含まれるノイズを除去する。こうして脈波の正確な検出が可能になる。

【0017】

【発明の実施の形態】図1は、本発明の実施の一形態の全体の構成を簡略化して示す図である。身体センシング装置301は、たとえば人の身体に装着される。身体センシング装置301から無線で送信される信号は、受信端末装置361における受信機362で受信され、その受信機362にライン363で接続された端末手段364によって、身体状態を演算して監視することができる。使用者の身体状態が異常であるとき、警報信号を出力して警告を行い、また病院、福祉施設などへの緊急通報を、公衆電話回線などを介して行うこともできる。

【0018】図2は、身体センシング装置301の全体の構成を示すブロック図である。身体センシング装置301が装着された身体4（後述の図14参照）の一部分の加速度を検出するために加速度センサ11が設けられる。その身体の一部の角速度を検出するために、角速

度センサであるジャイロセンサ12が設けられる。さらに脈波を検出する脈波センサSRが設けられる。これらの各センサ11、12、SRの各出力は、信号処理手段365～367にそれぞれ与えられて信号処理され、マイクロコンピュータなどによって実現される処理回路368に与えられる。この処理回路368の出力は、通信回路22に与えられて無線送信される。

【0019】図3は、身体センシング装置301の具体的な構成を示すブロック図である。この身体センシング装置301は、参照符SRで示されるセンサと、このセンサSRの動作を制御し、その検出信号が与えられる送信信用処理手段305と、この送信信用処理手段305からの出力を電波などの電磁波で送信する送信手段306とを含む。

【0020】人体4のたとえば上肢308には、身体センシング装置301を構成するベルト309によって、センサSRが人体に密着するように装着される。このようにセンサSRが上肢308に密着させて設けられることによって、上肢308を動かす体動が生じて、センサSRが身体から離れることが防がれ、確実な検出が可能となる。身体センシング装置301は、上肢308だけでなく下肢に装着されてもよく、その他、体の一部分にセンサSRが密着するように装着して、用いられてもよい。

【0021】図4は、身体センシング装置301の簡略化した斜視図である。ベルト309は、可撓性材料、たとえば布、合成樹脂などから成り、自然状態ではたとえば円形であってもよい。このベルト309の外周部には、ハウジング311が固定され、このハウジング311内に、送信信用処理手段305および送信手段306などが収納される。

【0022】図4に示されるように、ベルト309の周方向に、2つの発光素子314、315間に受光素子3\*

$$\Phi = \frac{AC1}{AC2} \cdot \frac{DC2}{DC1}$$

【0027】式1によって求められた値Φに基づき、酸素飽和度SpO<sub>2</sub>を求めることができる。

【0028】図6に示される赤外光の上肢308への照射時、受光素子316からの検出信号の脈波成分321の周期ΔTを演算して求めることによって、脈拍を求めることができる。本実施の他の形態では、赤外光の照射時、受光素子316から得られる検出信号の脈波成分の周期から、脈拍を演算するようにしてもよい。

【0029】身体センシング装置301のセンサSRの受光素子316からの検出信号は、送信信用処理手段335に与えられる。これらの検出信号のうち、外来光を含む検出信号と外来光を含まない検出信号とが判定され、外来光を含まない検出信号の1つが選択され、送信手段306によって送信される。

【0030】本発明の実施の他の形態では、前記赤色光

\*16が配置される。こうして各発光素子314、315による生体組織の散乱光を、受光素子316によって正確に受光することができる。

【0023】図5は、身体センシング装置301を人307の上肢308に装着した状態を示す断面図である。センサSRは、ベルト309の内側に設けられ、上肢308の掌側に密着するようにして装着される。

【0024】センサSRは、赤色光317（図5参照）を発生する赤色光発光素子314と、赤外光318（図5参照）を発生する赤外光発光素子315と、これらの赤色光317および赤外光318が上肢に照射され、その生体組織による散乱光を共通に受光する受光素子316とを含む。

【0025】図6は、赤色光発光素子314からの赤色光が上肢308に照射され、その上肢の生体組織による散乱光を受光素子316で受光したときにおける受光素子316の出力波形を示す。このとき赤外光発光素子315は休止されている。赤色光発光素子314の光照射時に受光素子316から得られる図6の検出信号は、脈波成分321と直流成分322とを含む。脈波成分321のピーク・ピーク値は、参照符AC1で示され、直流成分322は参照符DC1で示される。また同様に赤外光発光素子315からの赤外光を上肢308に照射し、その上肢の生体組織による散乱光を受光素子316で受光したときにもまた、図6と同様な脈波成分と直流成分とが得られ、このとき赤色光発光素子314は休止している。赤外光発光素子315からの赤外光の照射時に、受光素子316から得られる検出信号の脈波成分のピーク・ピーク値をAC2とし、そのときの直流成分をDC2とする。これによって動脈血の酸素飽和度SpO<sub>2</sub>に対応した値Φを演算して求めることができる。

【0026】

【数1】

… (1)

および赤外光のうちいずれか一方、あるいは青色などの1色の光を用いても、脈波を計測することができる。

【0031】図7は、送信回路22から送信される送信信号371の構成を示す図である。この送信信号371は、身体センシング装置301が装着される使用者を表す識別コード372と、加速度、角速度および脈波などの検出信号の種類を表す種類コード373と、その検出信号の値である検出データ374とを含む。本発明の実施の他の形態では、複数の身体センシング装置301毎に、無線信号の搬送波周波数は異なってもよい。受信端末装置361の受信機362では、各身体センシング装置301からの無線信号を受信し、その無線信号に含まれる前記検出信号に応答し、動脈血の酸素飽和度、脈拍およびその他の健康状態を表す値を演算して求める。処理装置302において、各身体センシング装置3

01を装着している人307の健康状態の異常が検出されたときに、そのことを表す警報信号はライン325から、緊急通報用端末装置26に与えられる。緊急通報用端末装置326は、警報信号に応答し、病院の建物に配線されたラインを介して、または公衆電話回線を介するなどして、集中管理センタに設置された集中管理装置327に、緊急通報信号328を送信する。これによって医師などは、人307の健康状態を観察確認するために出動することができ、人307の健康状態の悪化を防ぐことができる。

【0032】図8は、図3に示される身体センシング装置301の一部の動作を説明するための波形図である。この身体センシング装置301は、電池329を含み、この電池329の電力によって駆動される。センサSRの受光素子316からの検出信号は、送信用処理手段305における増幅回路332によって増幅される。センサSRの赤色光発光素子314は、マイクロコンピュータなどによって実現される処理回路333の発光素子スケジューリング回路334からの各制御信号によって、図8(1)に示されるように一定周期で間欠的に駆動される。赤外光発光素子315は、図8(2)に示されるように、発光素子スケジューリング回路334によって間欠的に駆動される。これらの発光素子314、315は、一方が駆動されている期間中、他方が休止され、その点滅周波数は、たとえば300Hzであってもよい。

【0033】発光素子スケジューリング回路334は、センサSRの赤色光発光素子314を、期間W1だけ駆動し、赤外光発光素子315を次の期間W2だけ駆動し、たとえばW1=W2であり、このような1周期(=W1+W2)が繰返えされる。たとえばセンサSRの受光素子316の検出信号が、切換えスイッチ331を経て増幅回路332に与えられ、切換えスイッチ337から、赤色光サンプルホールド回路338および赤外光サンプルホールド回路339にそれぞれ切換えられて与えられる。期間W1において赤色光発光素子314が駆動されるとき、増幅回路332の出力は切換えスイッチ337から赤色光サンプルホールド回路338に与えられる。また赤外光発光素子315が駆動される期間W2では、増幅回路332の出力は切換えスイッチ337から赤外光サンプルホールド回路339にそれぞれ与えられる。

【0034】赤色光発光素子314が駆動されている期間W1中で増幅回路332から切換えスイッチ337を経て赤色光用サンプルホールド回路338に与えられる信号は、図8(3)の参照符341で示される。赤外光発光素子315が駆動される期間W2中、増幅回路332から切換えスイッチ337を経て赤外光サンプルホールド回路339に与えられる信号は、図8(3)の参照符342に示される。これらの各信号341、342は、各サンプルホールド回路338、339によってサ

ンプリングされ、そのサンプル値は、次のサンプリング時まで保持され、新たなサンプリング値に更新される。赤色光サンプルホールド回路338は、期間W1における増幅回路332から切換えスイッチ337を介して与えられる出力341をサンプリングし、また赤外光サンプルホールド回路339は、増幅回路332から切換えスイッチ337を介して与えられる期間W2の信号342をサンプリングする。こうして赤色光サンプルホールド回路338は、図8(4)の出力343を導出し、赤外光サンプルホールド回路339は図8(4)の出力344を導出する。

【0035】各サンプルホールド回路338、339の各出力が与えられるローパスフィルタ343、344の遮断周波数は、たとえば約10Hzに選ばれる。したがってたとえば60Hzまたは50Hzの照明光などの外来光が受光素子316に混入しても、そのような外来光の成分は、遮断される。

【0036】ローパスフィルタ343、344からの各出力波形は、図8(5)の参照符345、346でそれぞれ示される。こうしてローパスフィルタ343、344からの赤色光および赤外光に対応する受光素子316の検出信号に対応する出力は、脈波成分と直流成分とを含む。バンドパスフィルタ348、349は、約1.5〜約10Hzの周波数帯域の信号を通過させて濾波する。したがってバンドパスフィルタ348、349の出力は、赤色光発光素子314および赤外光発光素子315が駆動される各期間W1、W2における受光素子316の検出信号のうち、脈波成分だけを含む。

【0037】ローパスフィルタ343、344およびバンドパスフィルタ348、349の各出力は、アナログ/デジタル(略称A/D)変換器352、353によってデジタル信号に変換され、マイクロコンピュータなどによって実現される処理回路354に与えられる。

【0038】図9は、処理回路354の動作を説明するためのフローチャートである。ステップa1からステップa2に移り、処理回路354は、ローパスフィルタ343、344からの脈波成分および直流成分を含む検出信号のデジタル信号を読み込み、またバンドパスフィルタ348、349からの脈波成分のデジタル信号を読み込む。処理回路354は次のステップa3で、センサSRからのローパスフィルタ343、344によって濾波された脈波成分および直流成分を含む検出信号のうち、外来光を含む検出信号と、外来光を含まない検出信号とを判定して選択する。

【0039】図10は、処理回路354によって、外来光を含む検出信号と、外来光を含まない検出信号とを判定して選択する動作を説明するための受光素子316からの検出信号の波形356を示す図である。この検出信号の波形356は、期間W1における赤色光による脈波成分AC1と直流成分DC1とを含む。この検出信号3

56の予め定める時間W3内の変化量 $\Delta x$ が、脈波成分のピーク・ピーク値AC1を超える予め定める値 $\Delta L$

(ただし $AC1 < \Delta L$ )未満であるとき(すなわち図10のように、 $\Delta x < \Delta L$ )、検出信号356は外来光を含まない検出信号であると判定する。また前記変化量 $\Delta x$ が、前記予め定める値 $\Delta L$ 以上であるとき(すなわち $\Delta x \geq \Delta L$ )、検出信号356は、外来光を含む検出信号であると判定する。

【0040】人307の上肢に装着されたベルト309は、密着して上肢308に巻付けられており、したがってセンサSRが上肢308の皮膚の表面に接触しているとき、生体組織による散乱光を受光し、外来光を含まない検出信号として受光素子316から導出されるけれども、センサSRが皮膚から離間したとき、生体組織からの散乱光だけでなく、さらに照明光、太陽光などの外来光もまた受光素子316に入射し、受光素子316からは、外来光を含む検出信号が導出される。受光素子316に外来光が混入したとき、検出信号356のレベル $\Delta x$ が大きく変化し、不安定になる。そこで本件実施の形態では、この予め定める時間W3における変化量 $\Delta x$ を演算して求め、その変化量 $\Delta x$ が、予め定める値 $\Delta L$ 以上であるとき、その検出信号356は、上述のように外来光を含む検出信号であるものと判定する。

【0041】前記予め定める時間W3は、検出される人307の脈拍にほぼ等しい時間に定められ、たとえば0.5〜1秒の範囲内の値に定められてもよい。この時間W3が、たとえば脈拍の半周期に選ばれたとき、変化量 $\Delta x$ は、脈波成分AC1にほぼ等しい値になる( $\Delta x \approx AC1$ )。このようなときであっても、検出信号356に外来光が含まれているかどうかを判別することができるようにするために、前述のように予め定める値 $\Delta L$ は、脈波成分AC1のピーク・ピーク値を超える値( $AC1 < \Delta L$ )に定められる。こうして受光素子316の検出信号が、外来光を含む検出信号であるかどうかを判別することができる。受光素子316の検出信号は、赤色光発光素子314が駆動される期間W1による検出信号であってもよいけれども、本発明の実施の他の形態では、赤外光発光素子315の駆動期間W2における出力であってもよい。

【0042】本発明の実施の他の形態では、検出信号(=AC1+DC1)を、予め定める値でレベル弁別することによって、外来光を含む検出信号であるかどうかを判別するようにしてもよい。

【0043】また本発明の実施の他の形態では、前記処理回路354はセンサSRの上肢308への密着状態が良好であれば、上記外来光の有無を判定しない構成であってもよい。

【0044】再び図3を参照して、身体センシング装置301において、その特定の方向への加速度を検知する

知する角速度センサ12、それら機械的振動体であるセンサを各々励振し(駆動信号はP130およびP140)また加速度および角速度の検出信号P11およびP12を抽出し、検波・増幅等の処理をしてそれぞれ検出値に比例する電圧を出力する加速度測定回路13および角速度測定回路14を含んでいる。

【0045】所定の期間(使用者自身が決める、あるいは予め使用者と医療関係者が打合わせて決める、あるいは装置が自己の時計で決める等種々考えられる)内の加速度出力P13と角速度出力P14はそれぞれ加速度演算回路15および角速度演算回路16によって所定の演算が施される。所定の演算とは信号P13、P14の波形に加工を施して信号を変換することであり、たとえば入力波形のピーク値を抽出する、整流・平滑化を行って平均化する、所定期間に現れる波形のピーク値の分散値を求める、所定期間の信号を細かくサンプリングしてその分散値を出す、またさらにそれらの対数を求める、あるいはその他の数学的処理を行うことや、振動する波形の周期を求めること等を意味する。それらの出力である運動データは加速度演算出力P15および角速度演算出力P16である。この両出力は通信回路22によって、たとえば電波出力P22として外部装置2に対して、ともに送信される。データの送受信は双方の通信回路22、23が連携し、互いの動作をチェックしながら双方向的に行われる。また制御回路24は身体側装置1内の各回路に作用し、制御信号P241、P242、P243、P244、P245を発生し、各回路の動作タイミングや各回路間の連携動作を調整する役割を持つ。

【0046】図11は、外部装置2である受信端末装置361のブロック図である。この装置361の構成および動作は以下のようなものである。電波信号P22に含まれる運動データを受信した通信回路23はそれを復調し内部信号P23に変換する。運動判定回路17は内部信号P23を受けて、それに含まれる加速度演算出力と角速度演算出力の2種類の情報と、予め何種類かの運動について実験的に求めておいたそれぞれの数値範囲とを比較し、ある期間内に使用者が行った運動の種類とその強度を判定する。あるいはさらに判定された運動に対する評価(たとえばリハビリテーションの進捗状況等)の情報も付加する。

【0047】それらの情報を含む判定結果信号P17は記憶装置19に記憶されるとともに表示装置18(必要な回路を含む)に送られてその内容(運動の種類、強度、その評価)等が予め登録されていた使用者の個人情報とともに表示され、記録装置21にて記録され、医療担当者など観察者の診断を可能にする。また記憶された内容を含む記憶信号P19は、再生回路20によって必要に応じて再生信号P20として随時再生され、表示装置18により表示される。制御回路25は外部装置2内の各回路に作用し、受信信号P231を受け、制御信号

P251、P252、P253、P254、P255、P256を発生し、各回路の動作タイミングや各回路間の連携動作を調整する役割を持つ。

【0048】以下、図12および図13によって本発明の運動測定装置の実施の形態の具体的な形態の一例を紹介しておく。図12は身体センシング装置301の一例を示し、(a)は部分平面図、(b)はそのA-A断面図である。身体センシング装置301はほぼ腕時計形をしており、腕巻き用のバンド36を備えて手首に装着できる。主要な部品として運動センサ31、表示装置32、外部装置との通信回路モジュール33、電源となる電池34、操作スイッチ35を示す。身体センシング装置301は、装着が使用者の負担にならぬように薄形・小形でなくてはならない。表示装置32は見やすさを重視すると腕時計の表示面に相当する最も広い表面に配置することになる。運動センサ31も同じ面に、したがって表示装置32と平行に配置する。表示装置32は液晶表示パネル等薄形のものが利用できるので、運動センサ31も充分薄いパッケージに納められていなければならない。

【0049】薄形の運動センサ31を表示装置32と平行に配置する理由は次のとおりである。最適な運動検出方向はすでに述べたように、加速度Gについては身体の下上(鉛直)方向の直線運動すなわち図12のX方向である。回転角速度 $\omega$ については身体の下上方向Xと前後方向Yの双方を含む平面に垂直なZ軸まわりの回転(同図12の $\omega z$ 方向)、すなわち身体の左右方向を向き、かつ水平な回転軸(図12のZ軸に平行)まわりの回転運動である。身体側装置3を腕時計のように、表示面が手首の甲側または掌側になるよう装着したとき、これが最も自然で望ましく、状態を直立させ肘を自然に曲げ伸ばしするとき、その回転面は身体側装置3の表示面すなわち表示装置32と平行になるので、その最も広い面に平行な回転検出面を持つ薄形の角速度センサがあれば、それを内部に含む運動センサ31を表示装置32と平行に配置することが好ましい。

【0050】図13は、本発明の実施の形態における運動センサ31の一例の内部構造を示す平面図である。この運動センサ31の構造は上記のような形状、配置、検出方向に関する要求を全て満たすものである。図13では、薄い箱形で気密(好ましくは真空)の容器40の内部構造を示すために、蓋(容器の天井部分)を取除いてある。容器40の底部を貫通する多数のハーメチック端子ピン41が設けられる。各ピン41は運動センサ振動体50上の電極膜群の個々と、たとえばワイヤボンディングの手法で接続されるが、電極膜やボンディングワイヤは図示を省略してある。運動センサ振動体50は1枚の電圧性材料の平板から成形されており、加速度センサ部と角速度センサ部が一体化されている。運動センサ振動体50は総基部51の裏面の固定部A52(斜線部)

と、小面積の固定部B64(斜線部)の裏面とが容器40側の台座(図示せず)上に接着され支持されている。

【0051】角速度センサ部は、いわゆる三脚音叉形の形状をした部分であり、各々遊端部が外側方(図13の上下方向)に屈曲したL字形の外脚A53、外脚B55、中脚C54、および音叉基部56、支点57より成る。外脚A53と外脚B55とは通常の2脚音叉と同様にそれぞれが片持ち梁的で対称軸(図示せず)に関して対称な振動を行うように、角速度測定回路に含まれる励振回路(発振回路)によって一定振幅で励振させられている。中脚C54は励振されないが、その撓みを検出するための表面電極(図示せず)を持っている。固定部と異なるハッチングを付して示した58A、58B、58Cはそれぞれ負荷質量で、固有振動数を下げ、かつ互いに等しくするために脚先端部に施した金属の厚メッキ層より成る。中脚C54の固有振動数は両外脚の固有振動数と適宜に差をつけることがある。

【0052】今、運動センサ振動体50が図示の方向、すなわち紙面に垂直なZ軸に平行な回転軸のまわりに角速度 $\omega z$ で回転すると、両外側の振動脚には角速度に比例するコリオリ力が作用する。その方向は脚の長手方向であって、ある瞬間外脚A53に脚先端向きの力が作用すれば、外脚B55には脚の基部に向う力が作用する。力の方向は脚の振動と同期して正弦的に変化し周期的に反転する。2つの力は両外脚が平行に離れており、かつ負荷質量の偏心方向も外脚軸に対して逆であるため偶力を構成し、音叉基部56を揺さぶり、支点57のまわりに微小な回転振動を惹起する。このコリオリ力によるモーメントに起因する音叉基部56の振動を感知して中脚C54はコリオリ力に比例した振幅で振動する。中脚C54に設けた検出電極で抽出された振動電圧が角速度の検出信号である。

【0053】運動センサ振動体50の加速度センサ部は1対の平行な振動する2本の棒A、棒Bと負荷質量より成る。ばね部である棒A61、棒B62、負荷質量60(広い面積の素材板の一部の質量とその表面に施した厚メッキ材の質量とより成る)、2本の支持ばね63(負荷質量60を支持しながら図示X方向の微小な変位を許すための部材)、固定部B64(負荷質量60が特にX方向に大きく変位しないように支持固定するための部分)より成る。各々両端固定である棒A61、棒B62は運動センサ振動体50の対称軸に関して対称な弓状を成す振動状態で発振回路(たとえば図1の角速度測定回路14に含まれる)によって励振させられる。

【0054】その発振周波数は通常一定であるが、負荷質量60に図示X方向の加速度 $G_x$ が作用すると、その大きさに比例する力で負荷質量60は棒A61、棒B62をその長手方向に圧縮あるいは引っ張ることになり、その力の方向と大きさにより発振周波数が増減し変化する。そこで別途設けた基準周波数と上記発振周波数とを



比較し、発振周波数の偏かの方向と量を知ればX軸方向の加速度を求めることができる。基準周波数源を特に設けず、代りに角速度センサ用の振動体である外脚A53、B55の発振周波数を利用し得る可能性もある。本運動センサの最大の利点は薄形であり、しかも腕時計形装置の最大の面（表示面）に平行に配置して、重要な $G_x$ 、 $\omega_z$ が検出可能なことである。

【0055】次に、本発明の最適な実施の形態を求めるために行った諸実験について、図14～図19を用いて説明する。まず図14は身体動作センシングにおける振動応答の実験状況の説明図である。被験者である人体4を直立させ、片足を固定台5に乗せ、他の脚を鉛直方向に振動する加振機6の台5に乗せた。なお人体4を基準として図示のようにX、Y、Zの座標軸を設定した。人体4に付した黒丸は、加速度センサを含む身体センシング装置301を装着した部位を示す。そして先ずX方向（鉛直方向）の加振に対する各部位に装着したセンサの応答を求めた。加振は正弦波で $4.9\text{ m/s}^2$ の一定加速度で5～1000 Hzをスイープした。なおX方向の加速度は歩行等の普通の運動での消費カロリーを求め

るために必須のデータでもある。

【0056】図15は上記の実験条件で片方の足裏を加振したときの身体の各部位に装着した加速度センサのZ方向の振動応答の実験結果を示すグラフで、横軸は加振周波数、縦軸は検出された加速度をそれぞれ対数目盛で示した。(a)は頭頂、(b)は胸ポケット、(c)は腰ベルト、(d)は足首、(e)は肘を伸ばした手首、(f)は肘を曲げて水平にした手首にそれぞれ装着した場合である。(c)腰ベルト、(d)足首、(e)肘を伸ばした場合、(f)肘を曲げた手首の各場合はセンサを体の加振側に取付けた場合と体の中心軸（左右を分ける面）に関して対称な部位に取付けた場合の両者を同じ図上に示して比較を容易にしてある。これらのデータを見るに、(e)図で加振側と対称側の応答の差が全周波数範囲にわたってほとんどなく波形も最もなだらかなである。また約20 Hz以上の足裏振動は伝達率が低く、歩行や走行の検出において履物や地面の固さの影響を受けにくく安定した検出が期待できる。これらの理由で、特別な身体部位の測定が目的でなければ、一般的には手首にセンサを装着するのが最も優れていることが判る。

【0057】次に脳梗塞による片麻痺患者の病状の程度を評価するために行われるテストの一例である「指-鼻テスト」の運動検出を、手首に装着した加速度センサと角速度センサを用いて行ってみた。これはメトロノーム信号に合わせて指を繰返し自分の鼻に持ってゆく動作を被験者にしてもらう。図16は指-鼻テストにおける右手および左手の運動の計測結果をそのまま検出波形で示すグラフで、横軸は時間（秒）、縦軸は検出値である。(a)、(b)は健常者A、(c)、(d)は健常者B、(e)、(f)は左上肢まひ患者の場合を示す。こ

れらの図を見るに、二人の健常者ではいずれの側の手の動作も加速度、角速度とも滑らかで一定のリズムが認められるが、片側麻痺患者では動作のテンポが遅く、波形も乱れており、特に麻痺側の上肢の場合それが顕著であるから、症状の重篤さや過去のデータと比較しての改善程度などが容易に判断でき、手首形の身体側装置が極めて有効であることが判る。

【0058】次に、手首に正しく装着した運動センサによって、数種類の歩行を各方向の加速度と角速度の測定結果を用いて識別する実験を行った。座標軸は図5に示したとおりであり、X軸は直立した身体の下軸、Y軸は前後軸、Z軸は水平な左右軸である。被験者は20～40代の男女14名、運動の種類は普通歩行、早歩き、ジョギング、走行、腕拘束歩き（腕組み、ポケット入れ、鞆持ち）の5種であり、20歩あるいは50歩を一まとめとしてデータ採取を行った。検出波形はそのままではなく演算処理し加工してある。1つは振動のピーク（歩行に応じて測定回路から出力される振動的な電圧波形の各ピーク値）を検出した場合、他は波形を多点サンプリング（20～50歩の歩行中の波形電圧を50 Hzでサンプリングする）して各点の値の分散（各データと平均値との差の2乗の平均）を計算した場合で、さらにそれらの対数を取っている。結果は図17～図19に分けて示してある。

【0059】図17(a)はX軸とY軸の加速度波形の分散値同士、(b)はX軸とY軸の加速度波形のピーク値同士を用いた図である。

【0060】図18(a)はX軸加速度とZ軸角速度、(b)はY軸加速度とZ軸角速度を取り、いずれも検出波形のピーク値を用いた図である。

【0061】図19(a)はX軸加速度とZ軸角速度、(b)はY軸加速度とZ軸角速度の、いずれも分散値同士を用いた図である。

【0062】各図を見るに、先ずピーク値同士を組合わせた図17(b)および図18(a)、図18(b)では各種の運動を示す測定点に互いに固まり、しかもかなり入組んで入るものがあるため、運動の識別が確実に行われない恐れがある。それに対し、検出波形の分散値同士を組合わせた例では、加速度同士である図17(a)では運動の分離性が悪いが、加速度と角速度を組合わせた図19の両図は比較的分離性が良い。中でも上下方向加速度 $G_x$ と上下-前後面内回転角速度 $\omega_z$ を用いた図17(a)の方がやや識別性が良いと考えられる。

【0063】以上の結果から、身体側装置内の運動の感受性方向として上下方向加速度 $G_x$ と上下-前後面内回転角速度 $\omega_z$ を用いるのが一般的な場合に運動識別上最適であり、これは図7のようなリハビリテーションの判定にも適しており、またたとえば図4のような検出方向を持つ薄形の運動センサを用いて図3のような装着性と使用感の良い身体側装置によって実現できることを示し

ている。

【0064】本発明の実施の形態は、以上述べた幾つかの形態に限られないことはもちろんである。たとえば、加速度や角速度の感受性の方向は、装置の使用目的によって異なる方位を選んでよい。身体側装置と外部装置との間で送受信されるデータは必要な運動情報が伝達される限りどのようなものであってもよい。また身体側装置は時計や携帯電話等の機能を備えていてもよい。時計機能はタイミングの制御にも用い得る。また身体側装置の装着位置も必ずしも手首に限らず、たとえば腕上任意の位置とすることができる。また運動計測結果は常に図17以下のように加工して表示するとは限らず、図16の各図のように加速度あるいは角速度の検出波形をそのまま表示してもよい。また測定値の演算処理も実験で示した以外に、たとえば絶対値の平均を求めるなど種々の場合があり得る。また他の方向の加速度あるいは角速度をも計測して補助データとし、診断や運動評価の精度を上げることも考えられる。

【0065】また本装置の用途としては運動データの採取と評価に限られず、たとえばコミュニケーションツールとして利用がある。使用者が遠隔の医療担当者に対し「すぐに来て欲しい」等の何種類かの要求や意志の伝達を、予め取決めておいた身体動作を合図として行い、外部装置側で運動検出波形を分析してその合図動作すなわち意図を知ることができる。

【0066】図20は、受信端末装置361に備えられる端末装置364の運動判定回路17（図11参照）および制御回路25の動作を説明するためのフローチャートである。これらの運動判定回路17と制御回路25とは、たとえば1つのマイクロコンピュータなどによって実現されることができる。ステップb1からステップb2に移り、加速度 $G_x$ および角速度 $\omega_z$ を検出し、さらに脈波を、受信機362の通信回路23において受信する。ステップb3では、加速度 $G_x$ および角速度 $\omega_z$ に基づいて運動量 $Q$ を演算する。

【0067】ステップb3ではまた、脈波に基づいて脈拍を計算する。脈拍 $U$ の演算にあたっては、予め定める時間 $W1$ 、たとえば10秒間の脈拍パルスの回数を、カウンタによって計数し、その計数値を、 $N$ 倍することによって1分間あたりの脈拍 $U$ を得ることができる。ここで、 $W1 \cdot N = 1$ 分間である。

【0068】ステップb4では、運動量が過多であるか、すなわちステップb3において演算された運動量 $Q$ が、予め定める第1の値 $Q1$ 未満であって正常であるかどうか判断される。正常であれば、ステップb4からステップb5に移り、脈拍 $U$ が、予め定める値 $U1$ 、 $U2$ の範囲内（すなわち $U2 \leq U < U1$ ）であるかが判断される。ステップb5において脈拍が正常であれば、ステップb6において運動量 $Q$ と脈拍 $U$ とが表示装置18によってたとえば液晶パネルに表示され、またプリンタ

などの記録装置21によって記録紙に印字される。

【0069】ステップb5において脈拍が過多であり（すなわち $U1 \leq U$ ）、または脈拍が過少であるか（すなわち $U < U2$ ）であるとき、ステップb7に移り、表示装置18および記録装置21による警報が発生され、また緊急通報が、公衆電話回線を介して送信され、または無線で送信され、これによって医療機関または福祉施設などにおいて、その警報信号を受信し、使用者に対する処置を適切に行うことができる。

10 【0070】ステップb4において運動量 $Q$ が過多であるとき（すなわち $Q1 \leq Q$ ）、ステップb8において脈拍 $U$ が正常であるかが判断される。ステップb8において脈拍 $U$ が過多であるとき（すなわち $U1 \leq U$ ）、ステップb7において警報信号が発生され、また緊急通報が前述と同様に行われる。ステップb8において脈拍 $U$ が正常であるものと判断されたとき（すなわち $U1 \leq U$ ）、正常であり、ステップb6において表示、記録が行われる。

20 【0071】図21は、受信端末装置361における運動判定回路17および制御回路25の使用者が安静時における動作を説明するための波形図である。センサSRから得られる脈波信号は、ピーク461に対応し、これらのピーク461間の時間間隔 $W2$ は、脈拍に対応する値である。

【0072】図21の縦軸は、受光素子316（図4参照）によって受光される反射光の強度であり、図21の横軸は時間を示す。使用者の安静時、脈波にはノイズが混入せず、脈拍を正確に演算することができる。

30 【0073】図22は、受信端末装置361における運動判定回路17および制御回路25の使用者が運動している状態における演算処理を説明するための図である。図22（1）に示されるように、使用者が運動しているとき、身体センシング装置301によって加速度センサ11は、パルス数463を導出する。脈拍センサSRからの出力波形は、図22（2）に示されるように、ノイズ成分464が混入される。運動判定回路17は、加速度センサ11のパルス状出力463が得られる状態で、脈波センサSRの出力に含まれるノイズ成分464を除去するノイズ除去手段を含む。こうして脈波センサSRの出力に含まれるノイズ成分464が除去されることによって、使用者の運動時においても、図21の安静時の脈波出力波形と同様に、滑らかな脈波信号を得ることができる。これによって脈拍を正確に演算して求めることができるようになる。

50 【0074】図23は、本発明の実施の他の形態の身体状態の端子装置401の全体の構成を示すブロック図である。この実施の形態は、前述の実施の形態に類似し、対応する部分には同一の参照符を付す。注目すべきはこの実施の形態では、前述の図1～図22の実施の形態における送信手段22と受信機362とが省略され、ベル

ト309に一体的に全体の構成が取付けられ、しかも構成が小形化される。前述の身体センシング装置301内にすでに説明した必要な各回路および表示装置18を有し、通信回路は不要となり、運動の状況やその評価の情報が表示され、使用者（着用者）自信がそれを確認できる利点がある。得られた情報は、再生回路20によって後刻再生され、第三者等に確認させる外部機器に記憶させたりすることも可能である。制御回路26は、身体側装置1内の各回路に作用し、制御信号P261、P262、P263、P264、P265を発生し、各回路の動作タイミングや各回路間の連携動作を調整する。

【0075】本発明の身体センシング装置301の実施の形態の一例について述べる。その主要部は腕時計に似た形であり、腕巻きバンドによって手首に装着される。その内部には少なくとも運動センサとその動作回路を内蔵している。運動センサは運動測定装置の固有の方向に対する少なくともそれぞれ1つの方向の加速度および角速度を測定する。測定される加速度Gxの方向は、着用者が立って腕を自然に体側に下げたとき、体の上下方向（すなわち鉛直方向、これをX軸とする）に相当する方向である。また測定される角速度 $\omega_z$ の出力は、腕を体側面に平行に振るときの、身体の左右軸（Z軸）まわりの手首の自然な回転方向に相当するものである。計測された加速度Gxや角速度 $\omega_z$ の出力は様々に加工され、運動の識別や消費エネルギーの計算に用いられ、それらの最終情報は手首の装置で直ちに使用者が観測してもよく、演算以前あるいは途中のデータを固定されたコンピュータに無線転送し、あるいは、たとえば1日分のデータをまとめて有線で転送して、固定装置側の演算で最終情報の視覚化や記録をするようにしてもよい。ジャイロセンサ12は、X軸またはY軸まわりの角速度 $\omega_x$ または $\omega_y$ をさらに検出するように構成することができる。\*

行動別係数（単位：kcal/kg/分）

座位行動		立位行動		歩行	
食事	0.0269	散歩	0.0464	60m/min	0.0534
デスクワーク	0.0304	歩行・普通	0.057	70m/min	0.0623
自動車運転	0.0287	階段・昇り	0.1349	80m/min	0.0747
休息・談話	0.0233	階段・降り	0.0858	90m/min	0.0906
裁縫	0.0287	炊事	0.0481	100m/min	0.1083
趣味・娯楽	0.0287	掃除機使用	0.0499		
裁縫	0.0233	洗濯機使用	0.041		
アイロン掛け	0.0484	洗濯物干す	0.0587		
運動種目		自転車		ジョギング	
卓球練習	0.149	普通	0.0658	軽い	0.1384
リズム体操	0.1472	平地10km/hr	0.08	強め	0.1561
体操・軽い	0.0552	登坂10km/hr	0.1472		
体操・強め	0.0906	降坂	0.0269		

【0081】

\*【0076】本発明の主要な特徴は身体側機器や外部機器の構成や機能分担にあるのではなく、加速度Gxや角速度 $\omega_z$ から必要な情報を得るためのアルゴリズムにある。以下その概略を述べ、さらに本発明の実施の形態の動作を示すフローチャートにより詳細に説明する。

【0077】なお加速度Gxや角速度 $\omega_z$ は測定値を10～100Hz（たとえば20または50Hz）でサンプリングしたデータを用いる。また加速度Gxや角速度 $\omega_z$ の大きさを示す量として、サンプリングしたデータの所定個数の絶対値の和、あるいは2乗和を使用する。

【0078】（1）身体の行動の識別：加速度Gxや角速度 $\omega_z$ のサンプリングデータにある程度の周期性が見られれば歩行または走行であり、周期性が認められなければその他の運動であると判断する。さらに歩行と走行は加速度Gxの差が顕著に見られることで区別できる。それらの行動は、加速度Gxまたは角速度 $\omega_z$ の大きさを示す量によってさらに強度を何段階かに分ける。また歩行か走行の場合はデータの周期性から歩数をカウントすることができる。

【0079】（2）短時間の消費エネルギー：従来の広範な研究により、20～29歳の男性を基準として、種々の行動の形態毎に単位体重（kg）当りの消費エネルギーが「行動別係数」として表1のように与えられている（日本体育協会スポーツ科学委員会による）。さらに年齢や性別の異なる被験者（使用者）についてはその補正係数が表1のように与えられている（第4次改定「日本人の栄養所要量」による）。これらにより消費エネルギー（基礎代謝を含む）は、行っている行動の種類が決まれば消費エネルギーが計算できる。

【0080】

【表1】

年齢・性別による補正係数

年齢	男	女	年齢	男	女
10	1.542	1.471	20~29	1	0.971
11	1.454	1.371	30~39	0.954	0.917
12	1.375	1.288	40~49	0.925	0.879
13	1.288	1.213	50~59	0.917	0.863
14	1.217	1.142	60~64	0.908	0.858
15	1.158	1.079	65~69	0.9	0.863
16	1.125	1.038	70~74	0.896	0.863
17	1.096	1.008	75~79	0.875	0.871
18	1.071	1.004	80~	0.867	0.867
19	1.05	0.999			

【0082】(3)長時間の消費エネルギー：時間的に変化する短時間の消費エネルギーを積分すればよい。あるいは運動センサを常時ではなく間欠的に動作させ、動作中のデータより識別された行動の種類および強度が、たとえば数分〜10数分である間欠動作間隔期間中持続するものとして計算した消費エネルギーを積算してもよい。

【0083】図24は本発明の運動測定装置の実施の形態の一例の測定動作のフローチャート、図25はそのうちのエネルギー計算を行う部分のフローチャートの動作を示す。図1において、ステージ1では使用者の年齢、性別、体重、さらに目的に応じて歩幅等のデータを入力する。ステージ2にて電源がONになると運動センサと測定回路が動作を開始し、ステージ3において所定のタイミングで $G_x$ と $\omega_z$ が多数測定される。ステージ4では $\omega_z$ をたとえば20Hzでサンプリングし、4Hz以下の周波数がないかを0.1Hzおきに精査する周波数分析(Short time DFTによる)を行う。データは2秒毎に更新する。歩行の周波数は0.5〜1.8Hz程度である。またステージ5では期間中の $G_x$ データの平均値 $a$ とピーク値 $b$ との比を計算する。

【0084】ステージ6では周期性の判定を行う。周期性が認められないか、 $b/a < 7$ であるときは周期性なしとして図2の分岐A点に移行し、非周期運動のエネルギー計算が行われる。周期性が明瞭で $b/a \geq 7$ であるときはステージ7で歩行または走行を行っているとして識別され、ステージ8で $\omega_z$ のピーク周波数の2倍×2秒を2秒間の歩数としてカウントする(なお判断の境界に用いた $b/a = 7$ の値は実験的に選ばれるもので、この場合はデータに絶対値の和を用いた今回の場合にほぼ最適と判断した値である)。ステージ9ではその歩数が(2秒遅れであるが)表示され(たとえば最大24時間分)、またその変化(たとえば15分毎、あるいは1日毎の積算歩数値)が数日分記憶保存される(外部コンピュータにデータを転送してもよい)。そしてさらに走行、歩行のエネルギー計算のフローの開始点Bに移行する。

【0085】図25において、ステージ11では歩行ま

たは走行以外の行動であると判断し、ステージ12において、 $G_x$ のたとえば20Hzでサンプリングした2秒間のデータの2乗和を(または絶対値の和)を用い、次の数式で非周期的行動を分類し、図示のように行動係数を決める。すなわち $G_x < 2$ ならばデスクワーク(座位)、 $2 < G_x < 6$ なら軽作業(立位での家事等)、 $6 < G_x < 16$ なら軽い運動(スポーツ)、 $16 < G_x$ なら激しい運動(スポーツ)とみなす。それぞれ分類された運動に依りて所定の行動係数を適用する。なお、ここで用いている $G_x$ や $\omega_z$ の大きさを表す数値は、本実施の形態において用いた測定回路の出力電圧値であり、加速度や角速度またはそれらの絶対値(あるいは2乗和)との比例的な関係はあるが、それらの力学的な単位を持つ値ではないことを断っておく。

【0086】ステージ13においては次式で消費エネルギーを計算する。

消費エネルギー[kcal] = 行動別係数[kcal/kg/min] × 体重[kg] × 時間[分] × 補正係数

そしてステージ14では消費エネルギー値の表示と保存が、必要ならば外部コンピュータにデータ(計算前のデータでもよい)を無線転送して行われる。消費エネルギー値はたとえば15分間毎の値、あるいは1日毎の値を表示するのが妥当であろう。データ処理が終了したならば終点Cから図1のステージ4のC点に戻り、次の運動解析を行う。

【0087】走行・歩行の場合はB点より、ステージ15においてさらにその分類を行い、それぞれ行動係数を決定する。すなわち $G_x$ 、 $\omega_z$ の2乗和(または絶対値の和)を用いて、 $G_x < 8$ かつ $\omega_z < 2.8$ なら歩行1、 $2.8 < \omega_z < 5$ なら歩行2、 $5 < \omega_z < 7.2$ なら歩行3、 $7.2 < \omega_z$ なら歩行4、 $8 < G_x < 16$ なら走行1、 $G_x < 16$ なら走行1、 $16 < G_x$ なら走行2とする。ステージ16では行動係数を用いて既述の式により消費エネルギーを計算する。D点を出たフローは図2のステージ14に送られてデータの表示と保持を行う。

【0088】以下、本発明のアルゴリズムを用いた実験結果を示す図26〜図34を用いて、本発明の考え方の妥当性と実用性を検証してみる。

【0089】図26は被験者Pの周期性ありと判断された運動の $G_x$ と $\omega_z$ の絶対値の和の関連を表すグラフ、図27は同じ被験者が行った非周期性であると判断された運動における $G_x$ と $\omega_z$ の絶対値の和の関連を表すグラフである。これから、走行と強い運動の強度は $G_x$ で、歩行と他の運動の強度 $\omega_z$ で分類可能であることが判る。

【0090】図28は、5人の被験者P、Q、R、S、Tにおける、歩行、走行の速度と $\omega_z$ の絶対値の和との関連を表すグラフである。歩行の速度は $\omega_z$ とよく比例しており、 $\omega_z$ で歩行速度(強度)が推定可能であるこ

とが判る。一方、走行速度は $\omega z$ では推定困難である。走行時は肘を曲げることがその理由であると思われる。

【0091】図29は、同じ被験者の歩行、走行の速度と $Gx$ の絶対値の和との関連を表すグラフである。走行速度は $Gx$ により推定可能であることが判る。

【0092】図30は、被験者Pにはば指定した速度で歩行、走行をさせたときの $Gx$ 、 $\omega z$ 絶対値の和の分布を表すグラフである。同じ速度のデータはよくまとまっており、走行を $Gx$ の大きさに、歩行を $Gx$ のレベルと $\omega z$ の大きさに充分に分類できることが示されている。

【0093】図31は被験者Rについて採取した同様なデータのグラフであるが、この場合は $\omega z$ が小さめに固まっており、歩行速度の分類に成功していない。被験者Rの行動を観察したところ、歩行時に掌を前方に向ける癖があって手首の装置のセンサの向きが変わり、正しい $\omega z$ が測定されていないことが判った。この対策はたとえば運動測定装置を手首のまわりで少しずらして装着すれば補正することが可能である。他の方法もあるが後述する。一方 $Gx$ による走行速度の分類に支障は見られない。

【0094】図32は、被験者Pの1日間の運動を15分毎に識別した結果を示すグラフである。本発明によって使用者の行動解析が可能となり、有用性が高いことを示すものである。

【0095】図33は、被験者Pの1日間にわたる、15分毎の消費エネルギーの変動を示すグラフである。これも使用者のエネルギー消費パターン、あるいは総消費エネルギーを把握するために、本発明が有用であることを示している。

【0096】図34は、被験者Pの1日間にわたる歩数の変動を15分毎に示したグラフである。本図も使用者の行動パターンを知り、他のグラフやデータ等と併せてたとえば診断や生活改善上の資料とすることができる。

【0097】本発明の実施の形態は、以上述べたものにとらわれないことはもちろんである。たとえば、加速度や角速度の検出の方向は、上記実施の形態ではともに1軸(1方向)であり、これが運動測定装置が最も低コストで実現できる構成であるが、2軸あるいは3軸の $G$ または $\omega$ センサを組込んでもよい。この場合は運動を解析するための情報が増えるメリットがある。また測定装置の姿勢や方向によらず、加速度や角速度の絶対的な最大値や最小値を算出することが可能となる。これは図11の被験者Rのように使用者の癖により検出したい方向が装置上でずれても、たとえば2方向の角速度成分から最大値(手首装置の場合、体側に沿った腕の回転で起こると思われる)を計算して求めることができる。

【0098】また身体センシング装置301の運動センサ30を手首以外(上膊、胸、腰、脚など)に装着し、これらから得た計測値を単独で、または手首における計測値と関連させて、より高度な運動解析を目指すことも

できる。たとえば脚部に角速度センサを装着することにより、自転車での運動の解析が容易になると思われる。

【0099】また、腕に装着する装置に全ての機能を持たせる構成の他に、腕に装着する部分は機能をセンサ関連に極力限定して装置を小形軽量化して装着付加を軽減し、演算部以降はベルト等に付けた装置や携帯電話機(必要な機能を備えたもの)等に分割し、これらに解析結果を表示したり、これらからデータをホストコンピュータに転送したりする構成もあり得る。こうすることで、ペースメーカ使用者へのある程度の配置も可能である。

【0100】また既述の演算機能の他に特殊な場合の検出機能を持たせて、使用者の安全に寄与することができる。たとえば加速度や角速度が所定時間ほとんど検出されない場合や通常考えられない緩い頻度で動作する場合は、使用者が失神したかもしれないし、使用者が転んだ場合は運動センサが一時的に異常な波形(たとえば衝撃的な波形)の出力を生じるであろう。また使用者が緊急の助けを求める場合、装置を激しく叩いたり振ったりなどして合図を送ることがあり得る。その場合には運動検出装置が発音や無線で緊急信号を発信することが望ましい。発音の場合は機器に付属するスピーカを使用し、無線の場合は直接外部機器に対して電波を発信するか、所持している携帯電話機等の無線機能を持った機器を経由して救難信号を発信することが考えられる。装置が加速度や角速度の異常値を検出した場合救難信号発生機能は、たとえば図24および図25で示したような通常処理ルートに割込み、優先処理される。

【0101】図35は、角速度センサ12の構成を示す斜視図である。この角速度センサ12は、2軸ジャイロセンサである。このセンサ部の基本構成としては、金属円板471の片面に4分割した駆動電極を兼ねる検出電極を形成した圧電セラミックス(PZT)472を接合し、反対面に球状重錘473を接合してある。金属円板471は、PZT472上に形成される駆動電極に電気信号を加えることで、その表面に対し垂直に振動する。振動に対し垂直方向に角速度が加えられた場合、発生したコリオリ力が重錘473を偏向させ円板471が歪む。このとき4分割した検出電極中、相対向する2対の検出電極によって、一つのセンサで2軸 $Z$ 、 $X$ の角速度 $\omega z$ 、 $\omega x$ を同時に検出することができる。

【0102】図36は、角速度センサ12の電氣的構成を示すブロック図である。この実施の形態では、駆動と検出を4分割電極で兼用する。図36に示すように、駆動に用いられる4分割電極は、抵抗を介した発信器と帰還増幅回路部に接続する。図中の $X1$ 、 $X2$ ( $Z1$ 、 $Z2$ )電極はフィードバック増幅回路474~477を介して差動増幅回路478、479に接続する。信号は同期検波回路481、482により全波整流され、全波整流された信号は、低域フィルタ(LPF)484、485をかけることにより直流電流となり、直流電流増幅回

路486、487により増幅され外部出力端子に送られる。駆動電圧は帰還信号により制御されているため、センサはほぼ一定の電流で安定に振動することができる。駆動回路により発生させた駆動電圧1.5V<sub>p-p</sub>のAC電圧を、PZT円板に形成された駆動電極と、PZT円板の裏面に金属円板と電気的に接続されるように形成された基準電極の間に印加する。駆動と検出モードのノードを一致させる。FEMシミュレーションにより計算しその結果をもとに試作を行ったところ、検出モードのノード円は0.55R付近であり、駆動モードと若干ずれがあることが判明した。このため、シリコンゴムに\*

$$F_x = 2m \cdot V_y \cdot \omega_z$$

m：質量       $V_y$ ：Y軸方向の振動速度  
同様に、X軸まわりに回転角速度 $\omega_x$ が与えられた場合、発生したコリオリの力( $F_z$ )は、球状重錘に対しZ軸方向に作用する。その結果、球状重錘の質量が円板※

$$F_z = 2m \cdot V_y \cdot \omega_x$$

以上により、回転角速度 $\omega_x$ 、 $\omega_z$ は既知の $V_y$ 、m、 $F_z$ 、 $F_x$ によって決定される。実際には、回転角速度は金属円板の中心に接合した球状重錘に作用し、円板の歪み量の変化をPZT472により検出することにより測定される。また、振動ジャイロの場合、加速度等の外力の影響をできるだけ小さくすることが重要である。そのために、①支持構造をシリコン接着剤等による軟支持構造とし、高周波成分の外力がセンサ部へ伝達するのをできるだけ抑える。②金属円板471を厚くし、③重錘473の重量をできるだけ軽く、かつ重心をできるだけ金属円板471に近付けることによって、振動子のQ<sub>m</sub>を高くして共振時の振動変位を高くしてコリオリ力の検出力を高くし、逆に加速度等の外力の影響を小さくする。

【0106】図38は、角速度センサ12における駆動モードおよび検出モードにおける電荷分布と歪みの説明を行うための図である。図38(b)に示すように球状重錘にX軸方向の力が加わった場合、その球状重錘の動作の方向により、PZT上に電荷が発生し、その発生した電荷量を検出することによりその向きと量を決定することができる。実際には、駆動モードと検出モードにより発生した総電荷が外部出力信号として検出されるので、差動増幅回路478、479は、必要な信号である検出モードの信号であるコリオリの力に関する信号のみを検出し、不要の信号はキャンセルする。Z軸の場合も図38(c)に示す模式図のように同様である。

【0107】本発明は、次の実施の形態が可能である。

(1)(a)人または動物の体の一部分に巻付けられるベルトと、(b)ベルトの内側に配置されるセンサであって、センサは、人または動物の生体組織に向けて光を発生する発光素子と、発光素子からの光の生体組織による散乱光を受光し、散乱光の強度を表す検出信号を出力する受光素子とを有するセンサと、(c)ベルトに設け

\*による軟支持とし、ノード円のずれの影響を小さくする。

【0103】角速度センサ12の動作原理を、図37(a)、(b)に模式的に示す。図37(a)はセンサがY軸方向に振動している状態(振動速度： $V_y$ )であり、この状態においてセンサに対しZ軸まわりに回転角速度( $\omega_z$ )が与えられたとき、回転角速度により発生したコリオリの力( $F_x$ )が、球状重錘に対しX軸方向に作用する。その結果、球状重錘の質量が円板に対してモーメントを発生する(図37(b))。このときのコリオリの力は、以下の式(2)で与えられる。

$$【0104】$$

$$\dots (2)$$

※にモーメントを発生する。このときのコリオリの力も以下の式(3)で与えられる。

$$【0105】$$

$$\dots (3)$$

られ、各受光素子からの検出信号のうち、脈波を判定して選択する判定手段と、(d)ベルトに設けられ、判定手段によって選択された脈波の検出信号を、電磁波で送信する送信手段とを含むことを特徴とする健康状態検出装置である。

【0108】(2)(a)健康状態検出装置であって、人または動物の体の一部分に巻付けられるベルトと、ベルトの周方向に間隔をあけて配置される複数のセンサであって、各センサは、人または動物の生体組織に向けて光を発生する発光素子と、発光素子からの光の生体組織による散乱光を受光し、散乱光の強度を表す検出信号を出力する受光素子とを有するセンサと、ベルトに設けられ、各受光素子からの検出信号のうち、外来光を含む検出信号と、外来光を含まない検出信号とを判定して選択する判定手段と、ベルトに設けられ、判定手段によって選択された外来光を含まない検出信号を、電磁波で送信する送信手段とを含み、センサは、発光素子として、赤色光を発光する赤色光発光素子と、赤外光を発光する赤外光発光素子とを有し、受光素子は、赤色光発光素子と赤外光発光素子とによる散乱光を共通に受光する健康状態検出装置と、(b)処理装置であって、送信手段からの電磁波を受信する受信手段と、受信手段の出力にตอบสนองし、赤色光および赤外光による受光素子の検出信号のレベルを演算して動脈血の酸素飽和度を演算するとともに、赤色光または赤外光による受光素子の検出信号のレベルを演算して脈拍を演算する演算手段と、演算手段の出力にตอบสนองし、動脈血の酸素飽和度および脈拍を表示する表示手段とを含む処理装置とを備えることを特徴とする健康状態監視装置である。

【0109】本発明に従えば、健康状態検出装置1の発光素子314、315は、赤色光および赤外光をそれぞれ発生し、単一の共通の受光素子316によって散乱光を受光し、こうして得られた受光素子からの検出信号を

電磁波で送信し、処理装置302の受信手段364で受信し、動脈血の酸素飽和度を演算して求めることができる。さらに赤色光または赤外光による受光素子の検出信号を用いて脈拍を演算することができる。こうして表示手段367に動脈血の酸素飽和度および脈拍を表示し、人または動物の健康状態を監視することができる。

【0110】(3)(a)健康状態検出装置であって、人または動物の体の一部分に巻付けられるベルトと、ベルトの周方向に間隔をあけて配置される複数のセンサであって、各センサは、人または動物の生体組織に向けて光を発生する発光素子と、発光素子からの光の生体組織による散乱光を受光し、散乱光の強度を表す検出信号を出力する受光素子とを有するセンサと、ベルトに設けられ、各受光素子からの検出信号のうち、外来光を含む検出信号と、外来光を含まない検出信号とを判定して選択する判定手段と、ベルトに設けられ、判定手段によって選択された外来光を含まない検出信号と、その外来光を含まない検出信号が出力されたセンサを識別する識別データとを電磁波で送信する送信手段とを含む健康状態検出装置と、(b)処理装置であって、送信手段からの電磁波を受信する受信手段と、識別データが変化する時間間隔が予め定める時間未満であるとき、警報信号を出力する演算手段とを含む処理装置とを備えることを特徴とする健康状態監視装置である。

【0111】本発明に従えば、ベルトの周方向に取付けられた複数のセンサからの検出信号とともに識別データを、送信し、処理装置2では、この識別データが変化する時間間隔が、予め定める時間未満であって、その変化が頻繁であれば、健康状態検出装置1が装着された人または動物の体動が激しいものと判断し、警報信号を発生する。こうして人または動物の健康状態の異常の有無を、確認することが確実になる。識別データが変化する時間間隔が予め定める時間未満であるということは、たとえば一定時間内における識別データの変化回数が予め定める回数を越えることと等価であり、たとえば10sec間に10回を越える識別データの変化が生じたとき、警報信号を出力する。

【0112】(4)前記各センサの発光素子として、赤色光を発光する赤色光発光素子と、赤外光を発光する赤外光発光素子とを有し、受光素子は、赤色光発光素子と赤外光発光素子とによる散乱光を共通に受光し、演算手段は、赤色光および赤外光による受光素子の検出信号のレベルを演算して動脈血の酸素飽和度を演算するとともに、赤色光または赤外光による受光素子の検出信号のレベルを演算して脈拍を演算し、動脈血の酸素飽和度が予め定める第1の範囲外であり、または脈拍が予め定める第2の範囲外であるときにも、警報信号を出力することを特徴とする。

【0113】上記目的を達成するため、本発明の身体動作センシング装置は次の特徴を備える。

【0114】(5)1つの方向の加速度と1つの軸のまわりの回転角速度を測定できる運動センサと、該運動センサによって前記1つの方向の加速度と1つの軸のまわりの回転角速度とを所定の期間測定する測定回路手段とを含み、身体の所定の部位に装着される身体側装置と、該測定回路手段の加速度出力と角速度出力とにそれぞれ所定の演算を施す演算回路手段と、前記所定の演算が施された加速度出力と角速度出力との組合わせによって前記所定の期間における身体運動の種類および強度を判定する判定回路手段と、前記判定された身体運動の種類および強度あるいはその評価結果は表示する表示手段とを有すること。

【0115】本発明の身体動作センシング装置は、1方向の加速度と1方向の回転角速度を検出し、それらに所定の演算を加えて運動を判定しあるいは評価するので、最小限のセンサと測定回路により、簡素な構成でかつ身体側装置が小形化され、その電源にも余裕を持たせることができるし、取扱いやすいコミュニケーションツールともなる基本的な効果を有する。

【0116】(6)前記運動センサと、前記測定回路手段と、前記演算回路手段と、前記判定回路手段と、前記表示手段が、全て身体の所定の部位に装着される身体側装置に内蔵されていること。動作判定結果や評価結果が身体側装置にて直読できる使用者が健康の自己管理を容易に行える効果がある。

【0117】(7)前記運動センサと、前記測定回路手段と、前記演算回路手段と、前記判定回路手段と、前記表示手段のうち、少なくとも前記運動センサと前記測定回路手段とが身体の所定の部位に装着される身体側装置に内蔵されており、その他の手段が前記身体に装着されない外部装置に内蔵されており、かつ前記身体側装置は中間データの送信手段を備え、前記外部装置は前記中間データの受信手段を備えていること。身体側装置からのデータ送信により、動作判定結果や評価結果が外部装置側に表示されるので、医療機関側で複数の使用者(患者)の状態を観察し管理することができる。また使用者からのメッセージを受け、対応した処理を行うことができる効果がある。

【0118】(8)前記運動センサの検出する1つの方向の加速度は身体のはば上下方向の加速度であり、また前記運動センサの検出する1つの方向の角速度は身体のはば鉛直方向および前後方向を含む平面内における回転運動に対する角速度であること。身体側装置の直線運動と回転運動の身体に関する検出方向を特定することにより少ない検出要素数で目的に応じた必要かつ十分な情報が得られる効果がある。また特に重要な歩行や走行運動と上肢の運動の双方を検出できるので、たとえば消費エネルギーの推定やリハビリテーションの評価が可能となる。

【0119】(9)前記身体側装置は腕に装着される機

10

20

30

40

50

器であり、その内部で前記運動センサの角速度センサ部は厚みの薄い箱形の容器に収納されていて前記身体側装置の最も広い面にはほぼ平行に配置されており、前記角速度センサ部の検出回転方向は前記箱形の容器の最も広い表面にはほぼ平行な方向であること。身体側装置の最も広い面と薄形の運動センサの最も広い面と検出回転面をほぼ平行としたので、薄形で装着負担感が少ない身体側装置が実現できた効果がある。

【0120】(10) 前記身体側装置は主な表面に表示装置を有し、前記運動センサの箱形の容器には一体化された構造の加速度センサ部のと角速度センサ部とが収納されており、また前記運動センサの容器は前記表示装置にはほぼ平行に前記身体側装置内に配置されており、前記運動センサの加速度検出方向は前記薄形の容器の最も広い表面にはほぼ平行な方向であること。さらに加速度センサを角速度センサと一体化しかつ表示部と重ねたのでさらに小形化され表示も見やすい身体側装置が実現できた効果がある。

【0121】(11) 前記所定の演算は、前記加速度出力と前記角速度出力の少なくとも一方の分散を求めることであること。加速度出力あるいは角速度出力の分散を求めることにより、運動の種類がより明確になる効果がある。

【0122】(12) 前記所定の演算は、前記加速度出力と前記角速度出力の少なくとも一方の分散を求め、さらにその対数をとることである。さらに運動計測値の対数を取ることで、運動の種類がより明確になる効果がある。

【0123】上記目的を達成するため本発明の運動測定装置は次の特徴を備える。

(13) 身体の所定の部分の少なくとも1つの方向の加速度と少なくとも1つの方向の角速度を測定する運動センサを備え、所定のタイミングで前記運動センサを動作せしめて、前記運動センサの加速度出力、角速度出力、およびそれら出力の少なくとも一方の周期性、の少なくとも3種類の情報を用いて人体の行動の種類および強度を分類する識別手段と、分類された行動別に所定の演算を施す演算手段を備え、該演算手段の演算結果を出力すること。本発明においては、運動センサを用いて測定した身体の所定の部分の加速度、角速度、それらの周期性を用いて人体の行動の種類および強度を分類し、それぞれに所定の演算を施すようにして、比較的簡単な構成で少ない運動センサ出力により、合理的に運動の解析や消費エネルギーの精度の高い推定が可能で、健康管理等の目的に適し、実用性に優れた運動測定装置を得ることができる。

【0124】(14) 前記1つの方向の加速度は前記身体の一部の上下方向の加速度であり、前記1つの方向の角速度は身体の左右軸のまわりの回転角速度であること。また身体の一部の上下方向の加速度と左右軸のまわりの

回転角速度を採用することにより、少ない運動要素の検出で行動の種類と強度が精度よく識別分類できる運動測定装置を提供することができる。

【0125】(15) 前記身体の一部は手首であり、前記運動センサと、前記運動センサ動作手段と、前記識別手段が腕時計形の装置内に搭載されていること。また身体の一部を手首とし、装置を腕時計形とすることにより小形で使用上の負荷の少ない運動測定装置を提供することができる。

【0126】(16) さらに前記演算手段が前記腕時計形の装置内に搭載されていること。さらに前記消費エネルギー算出手段を前記腕時計形の装置内に搭載したことによって、使用者が随時自由に自信の行動の状況や結果を直読確認することができ、運動測定装置の利便性を増すことができる。

【0127】(17) 前記識別手段は行動の種類を、前記加速度出力と前記角速度出力の少なくとも一方の出力の周期性の有無によって走行または歩行とその他の運動とに分類し、さらに前記加速度出力あるいは前記角速度出力の少なくとも一方の大きさに関係する量に基づいて、それらの運動の強度を分類すること。加速度出力または角速度出力の多き里周期性の有無を用いて、走行、歩行、それ以外の運動と、それらの強度を分類した上で、比較的少ないセンサ出力を用いて分類が的確で消費エネルギーの推定精度が高い運動測定装置を提供することができる。

【0128】(18) 前記走行または歩行の運動を、前記加速度出力の大きさに関係する量によって走行と歩行とにさらに分類し、さらに前記走行を前記加速度出力の大きさに関係する量によって複数の強度に分類し、前記角速度出力の大きさに関係する量によって前記歩行を複数の強度に分類すること。加速度出力の大きさに関連する量によって走行と歩行との分類および走行の強度を分類し、角速度出力の大きさに関係する量によって歩行強度を分類するようにしたので、運動測定装置の分類的確さと消費エネルギーの高い推定精度を得ることができる。

【0129】(19) 前記加速度出力あるいは前記角速度出力の大きさに関係する量として、前記加速度出力あるいは前記角速度出力の2乗和または絶対値の和を用いること。加速度出力あるいは前記角速度出力の大きさに関係する量としてそれぞれの2乗和あるいは絶対値の和を用いたので、データ作成が容易で、かつ運動測定装置の分類的確さと消費エネルギーの高い推定精度を得ることができる。加速度出力あるいは前記角速度出力の異常値に対して信号を発生するので、使用者の救難に寄与することができる効果がある。

【0130】

【発明の効果】本発明によれば、人および動物などの身体状態を、運動の評価と生体情報の評価とを組合せて行って、監視することが初めて可能になる。本発明によれば



ば、たとえば運動センサと脈波センサの出力は無線または光などの電磁波によって伝送されるので、このような構成によれば、運動センサおよび脈波センサなどを身体に装着していても、動きが拘束されることはない。また本発明は、万歩計（登録商標）とは異なり、運動センサと脈波センサとによって、実際の運動量を把握することができ、さらに生体情報も同時に検出することができ、運動量と生体情報とを同時に検出することによって、使用者が無理な運動をしているかどうかの把握が可能になり、たとえば運動量が多くても脈拍が正常値の範囲内であれば問題はない。運動量と生体情報とを同時に検出することによって、身体の状態の異常をより正確に把握することができるようになり、たとえば脈拍が正常値範囲外であって、運動量が小さい場合、危険な状態であるものと検出して警報信号を出力することができる。このような警報信号が発生されたとき、使用者に対する適切な介護などを行うこともまた可能になる。またこうして得られた運動センサの出力および脈波センサの出力、さらにはそれらの各出力の演算結果の情報を、たとえば定期的に病院などの医療機関に伝送し、医療機関で適切な評価を行うことも可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の一形態の全体の構成を簡略化して示す図である。

【図2】身体センシング装置301の全体の構成を示すブロック図である。

【図3】身体センシング装置301の具体的な構成を示すブロック図である。

【図4】身体センシング装置301の一部の簡略化した斜視図である。

【図5】身体センシング装置301を人307の上肢308に装着した状態を示す断面図である。

【図6】赤色光発光素子314からの赤色光が上肢308に照射され、その上肢308の生体組織による散乱光を受光素子316で受光したときにおける受光素子16の出力波形図である。

【図7】通信信号371の構成を示す図である。

【図8】図3に示される身体センシング装置301の一部の動作を説明するための波形図である。

【図9】処理回路354の動作を説明するためのフローチャートである。

【図10】処理回路354によって、外来光を含む検出信号と、外来光を含まない検出信号56を示す図である。

【図11】受信端末装置361の具体的な構成を示すブロック図である。

【図12】本発明の実施の形態における身体側装置の一例を示し、(a)は部分平面図、(b)はそのA-A断面図である。

【図13】本発明の実施の形態における運動センサの内

部構造を示す平面図である。

【図14】身体動作センシングにおける振動応答の実験状況の説明図である。

【図15】身体各部位の振動応答の実験結果を示すグラフで、(a)は頭頂、(b)は胸ポケット、(c)は腰ベルト、(d)は脚首、(e)は肘を伸ばした手首、(f)は肘を曲げて水平にした手首の場合である。

【図16】指-鼻テストにおける右手および左手の運動の計測結果を示すグラフで、(a)、(b)は健康者A、(c)、(d)は健康者B、(e)、(f)は左上肢まひ患者の場合を示す。

【図17】各種の身体運動を行って手首の各方向の運動データを演算処理して組合わせた実験結果を示すグラフで、(a)はX軸とY軸の加速度波形の分散値同士、(b)はX軸とY軸の加速度波形のピーク値同士を用いた図である。

【図18】各種の身体運動を行って手首の各方向の運動データを演算処理して組合わせた実験結果を示すグラフで、(a)はX軸加速度とZ軸角速度、(b)はY軸加速度とZ軸角速度を採り、いずれも検出波形のピーク値を用いた図である。

【図19】各種の身体運動を行って手首の各方向の運動データを演算処理して組合わせた実験結果を示すグラフで、(a)はX軸加速度とZ軸角速度、(b)はY軸加速度とZ軸角速度の、いずれも分散値同士を用いた図である。

【図20】本発明の処理装置による運動の評価と生体情報の評価とを組合わせて身体状態を監視する動作を説明するためのフローチャートである。

【図21】使用者の安静時における加速度と脈波の出力波形を示す図である。

【図22】運動時における加速度と脈波の出力波形を示す図である。

【図23】本発明の実施のさらに他の形態の全体の構成を示すブロック図である。

【図24】本発明の運動測定装置の実施の形態の一例の測定動作のフローチャートの要部である。

【図25】本発明の運動測定装置の実施の形態の一例の測定動作のフローチャートの消費エネルギー計算を行う部分である。

【図26】被験者Pの周期性運動の $G_x$ と $\omega_z$ の関連を示すグラフである。

【図27】被験者Pの非周期性の行動の $G_x$ と $\omega_z$ の関連を表すグラフである。

【図28】歩行、走行と $\omega_z$ との関連を表すグラフである。

【図29】歩行、走行と $G_x$ との関連を表すグラフである。

【図30】被験者Pの歩行、走行の $G_x$ と $\omega_z$ の関連を表すグラフである。

31

32

【図31】被験者Rの歩行、走行の $G_x$ と $\omega_z$ の関連を表すグラフである。

【図32】被験者Pの15分毎の運動を識別した結果を示すグラフである。

【図33】被験者Pの15分毎の消費エネルギーの変動を示すグラフである。

【図34】被験者Pの15分毎の歩数の変動を示すグラフである。

【図35】角速度センサ12の構成を示す斜視図である。

【図36】角速度センサ12の電氣的構成を示すブロック図である。

【図37】角速度センサ12の動作原理を模式的に示す図である。

【図38】角速度センサ12における駆動モードおよび検出モードにおける電荷分布と歪みの説明を行うための図である。

【符号の説明】

4 人体

5 固定台

6 加振機

11 加速度センサ

12 角速度センサ

13 加速度測定回路

14 角速度測定回路

15 加速度演算回路

16 角速度演算回路

17 運動判定回路

18 表示装置

19 記憶装置

20 再生回路

21 記録装置

22, 23 通信回路

24, 25, 26 制御回路

31 運動センサ

32 表示装置

33 通信モジュール

34 電池

35 操作スイッチ

36 腕巻きバンド

40 センサ容器

\* 41 ハーメチック端子ピン

50 運動センサ振動体

51 総基部

52 固定部A

53 外脚A

54 中脚B

55 外脚C

56 音叉基部

57 支点

10 58A, 58B, 58C 脚負荷質量

60 負荷質量

61 棒A

62 棒B

63 支持バネ

64 固定部B

X, Z 座標軸

$G_x$  X 方向の加速度

$\omega_z$  Z 方向の角速度

P, Q, R, S 被験者

20 301 身体センシング装置

302 処理装置

303 健康状態監視装置

305 送信処理手段

306 送信手段

307 人

308 上肢

309 ベルト

314 赤色光発光素子

315 赤外光発光素子

30 316 受光素子

329 電池

331, 337 切換えスイッチ

332 増幅回路

333 処理手段

334 発光素子スケジューリング回路

338 赤色光サンプルホールド回路

339 赤外光サンプルホールド回路

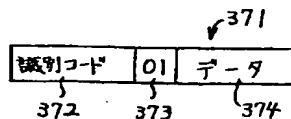
343, 344 ローパスフィルタ

348, 349 バンドパスフィルタ

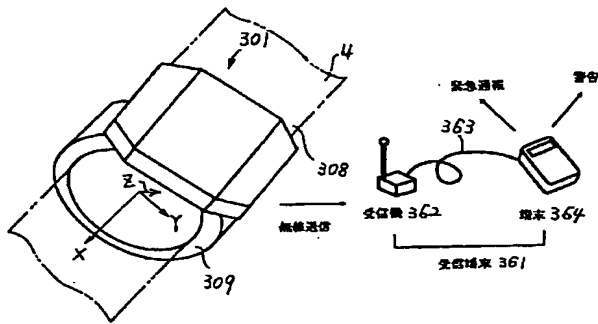
40 354 処理回路

\* SR センサ

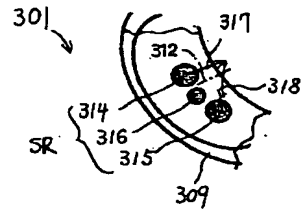
【図7】



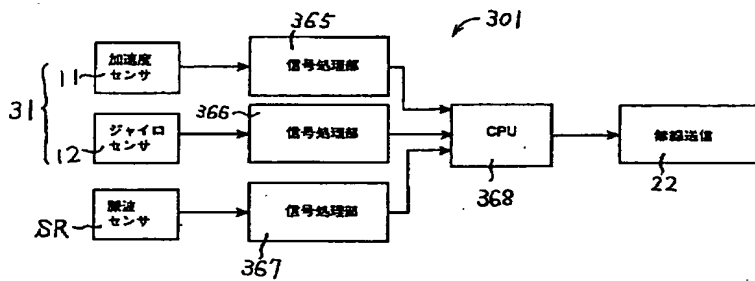
【図1】



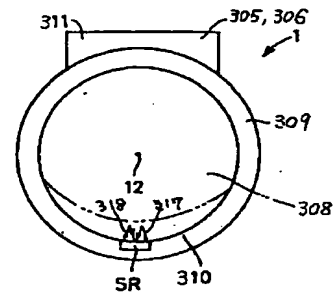
【図4】



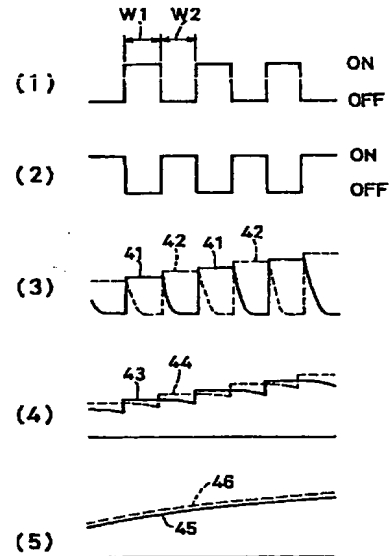
【図2】



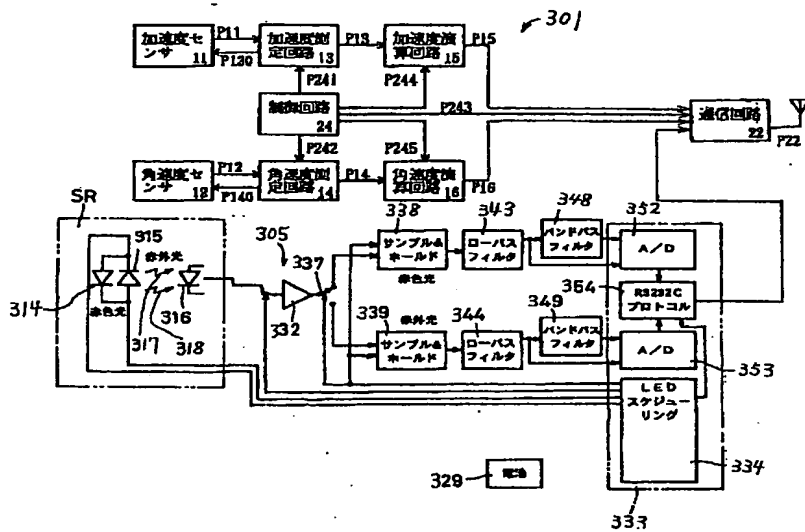
【図5】

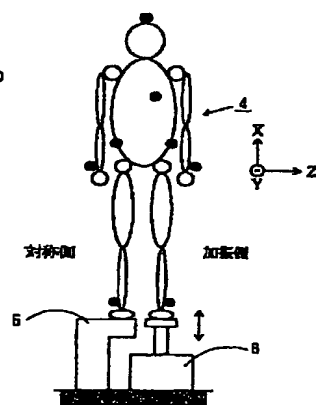
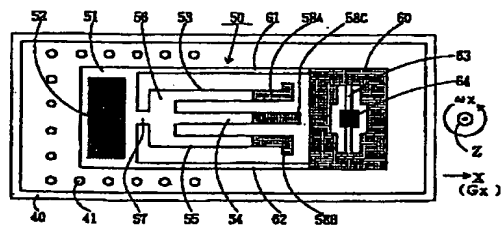
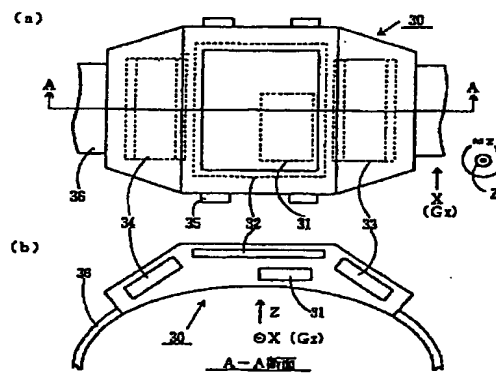
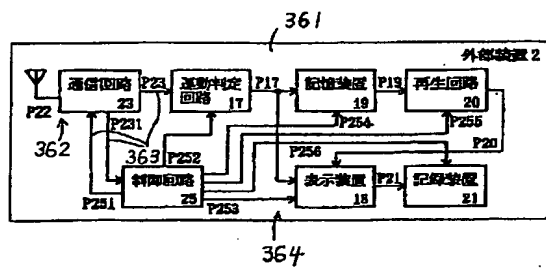
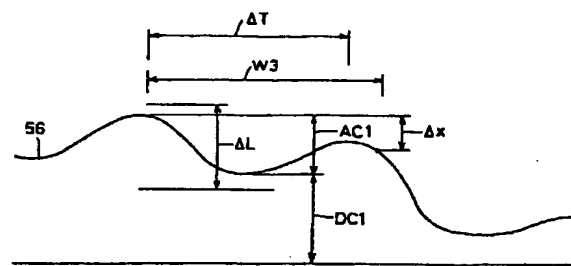
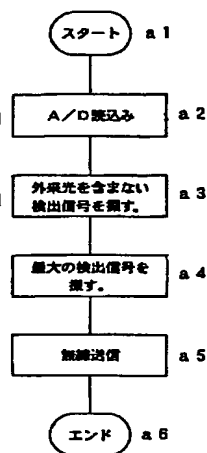
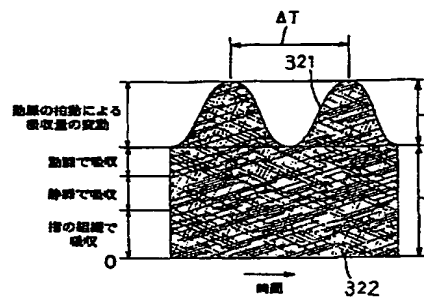


【図8】

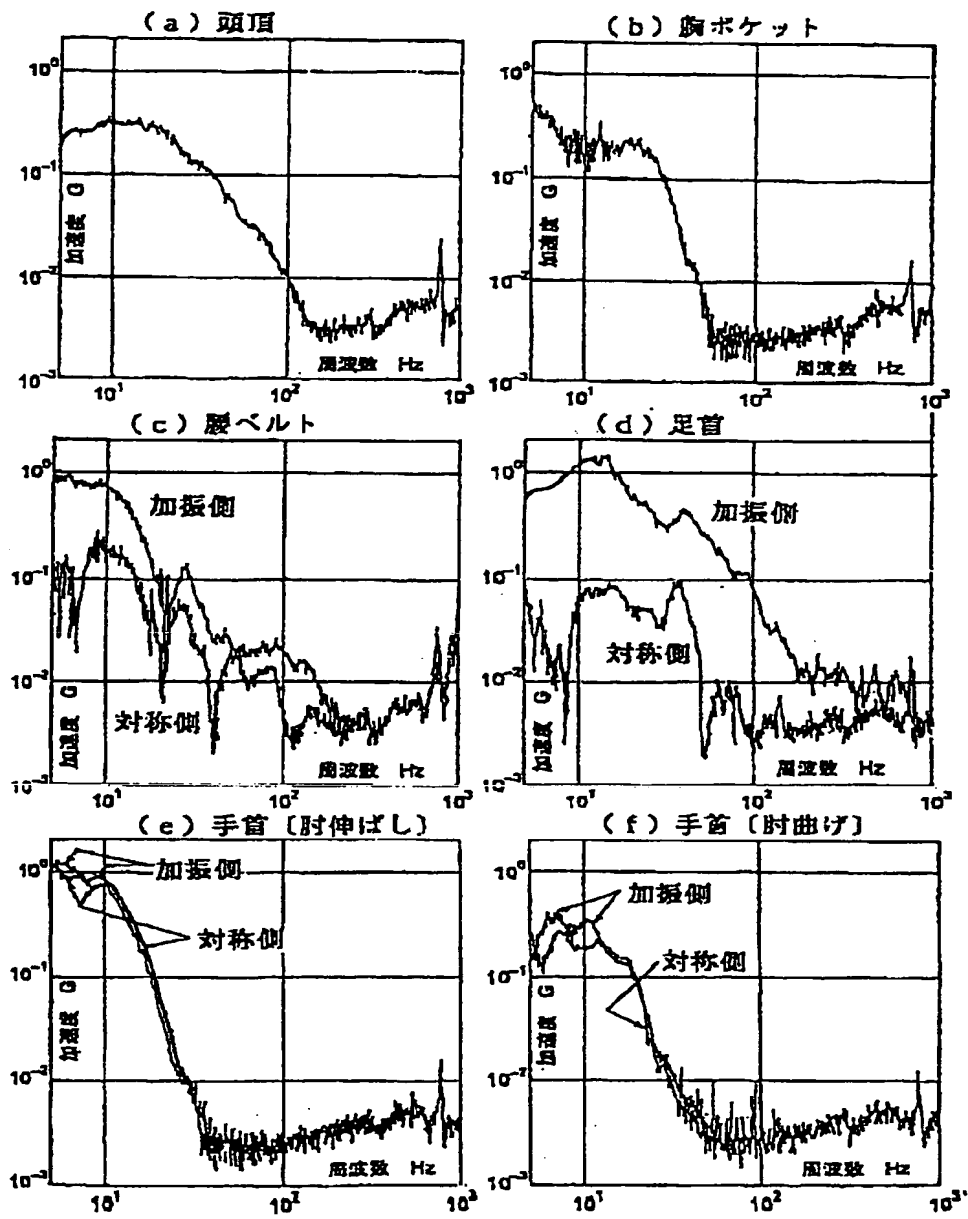


【図3】

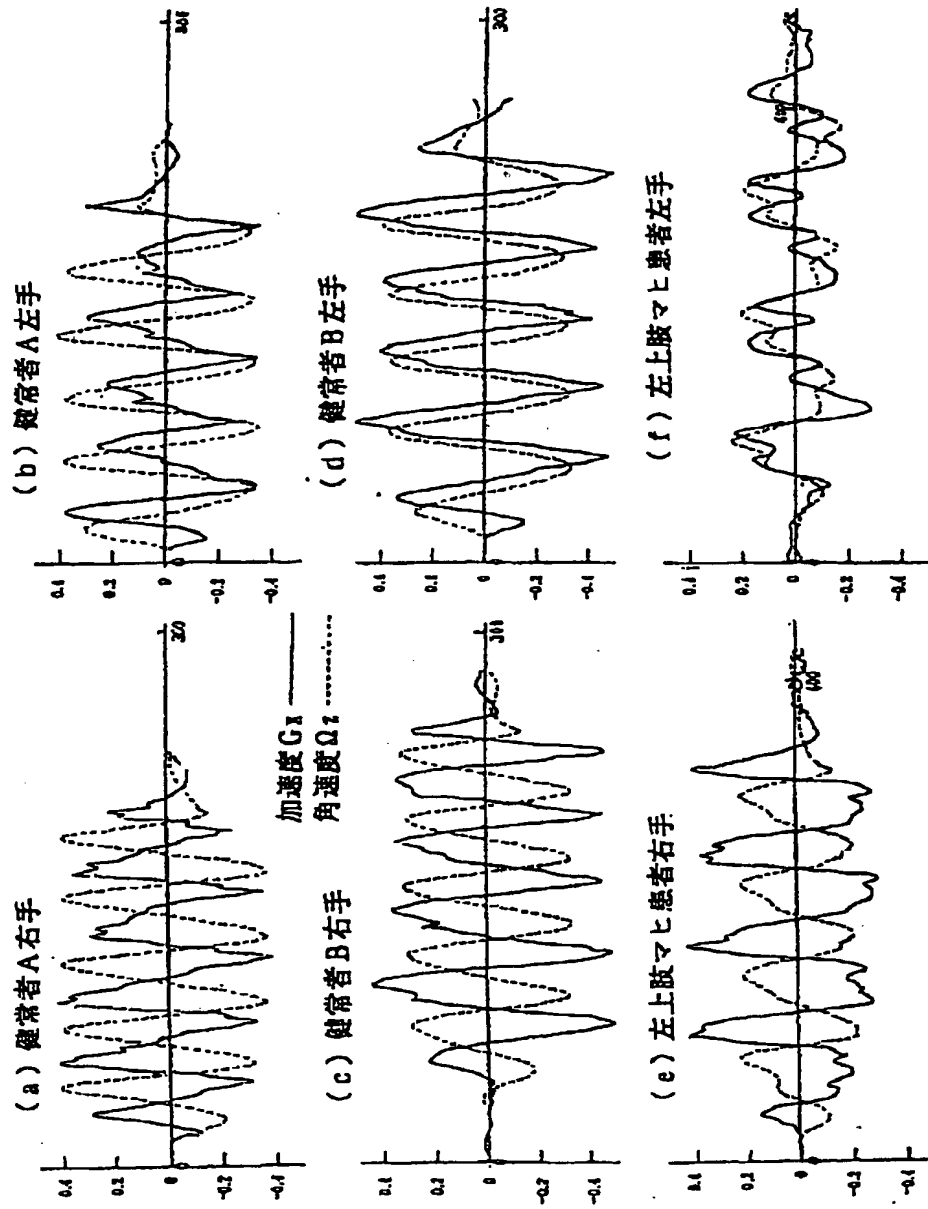




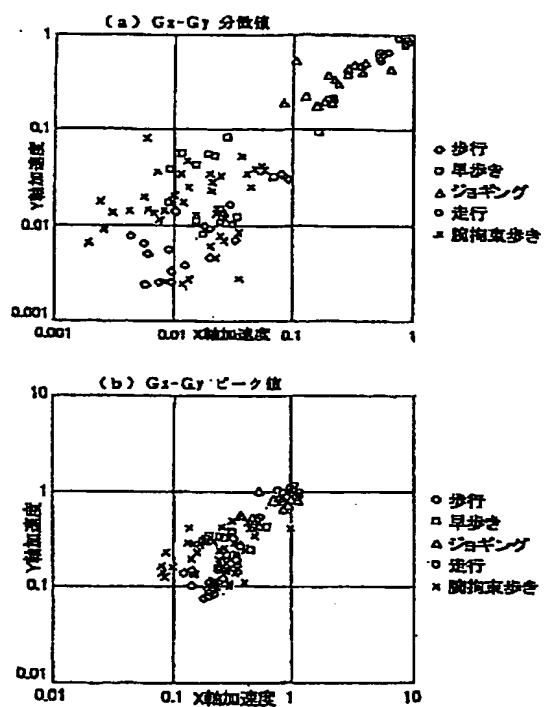
【図15】



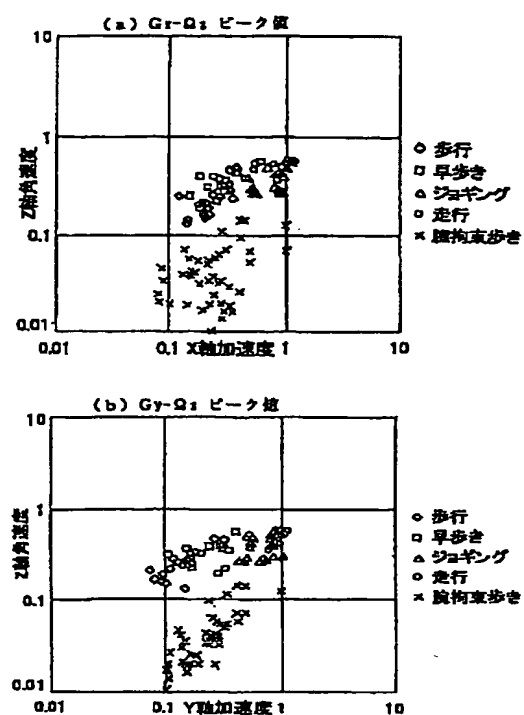
【図16】



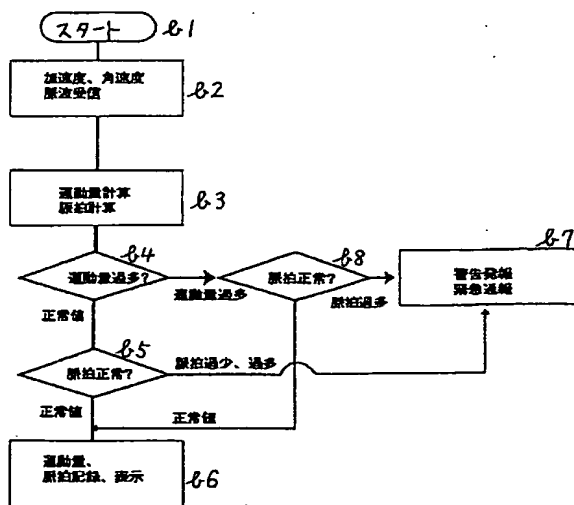
【図17】



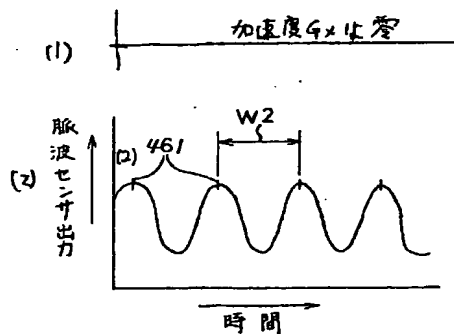
【図18】



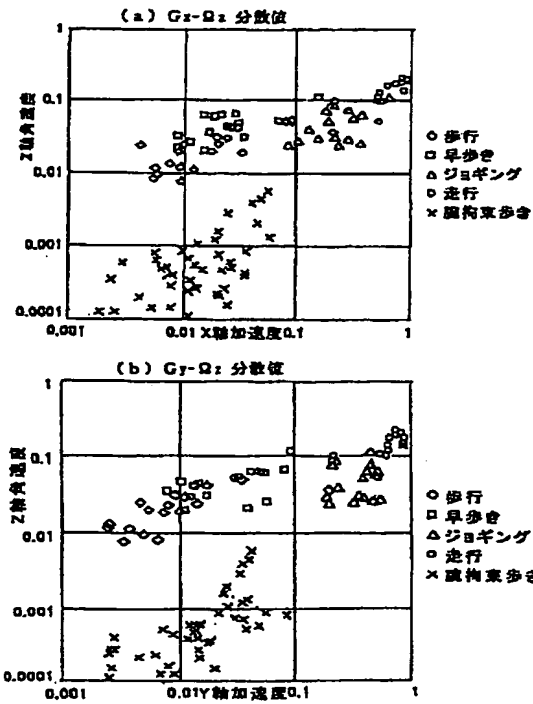
【図20】



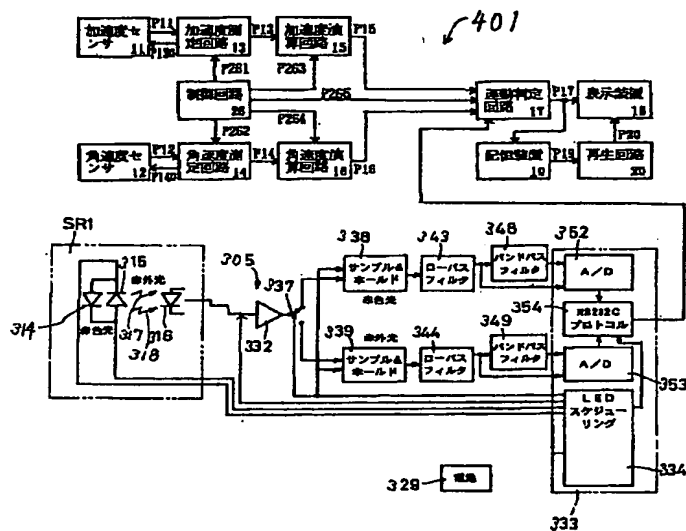
【図21】



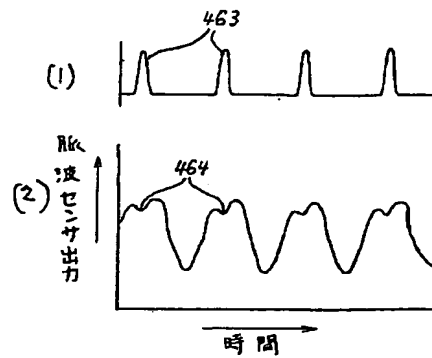
【図19】



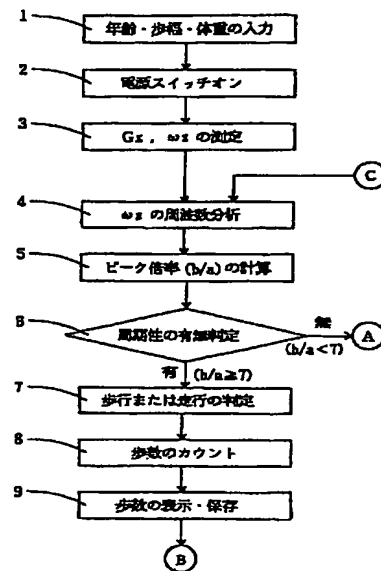
【図23】



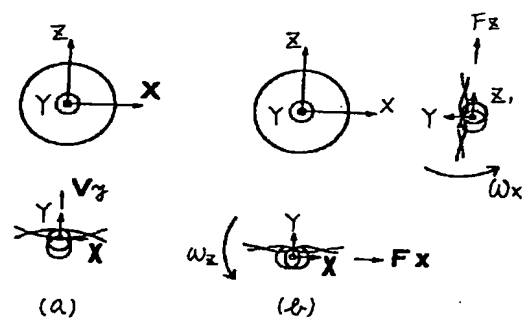
【図22】



【図24】



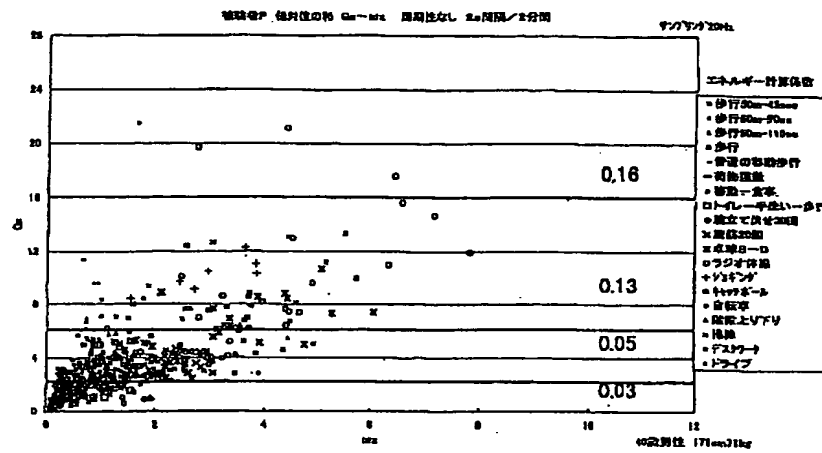
【図37】



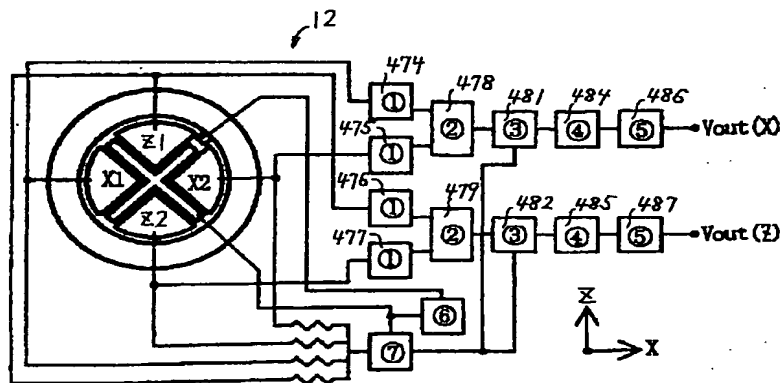




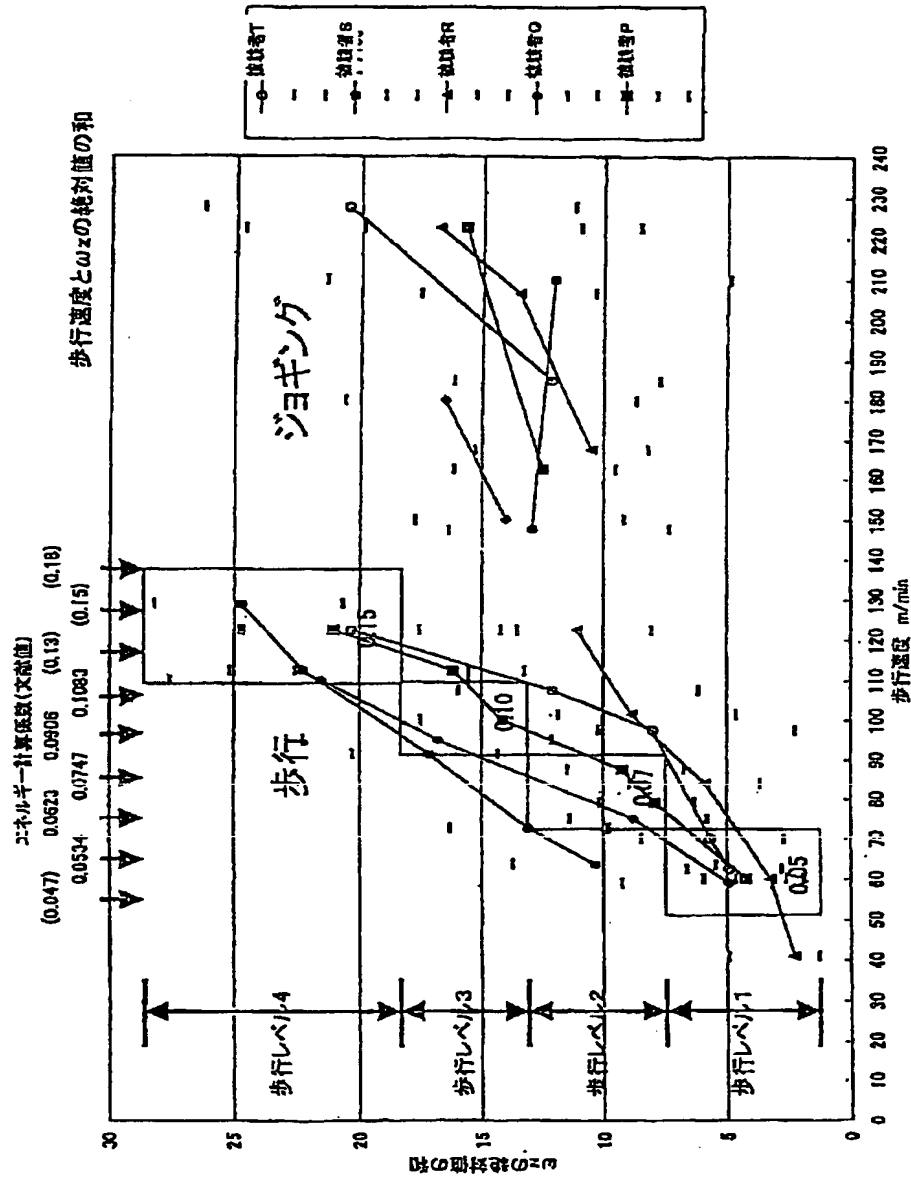
【圖 27】



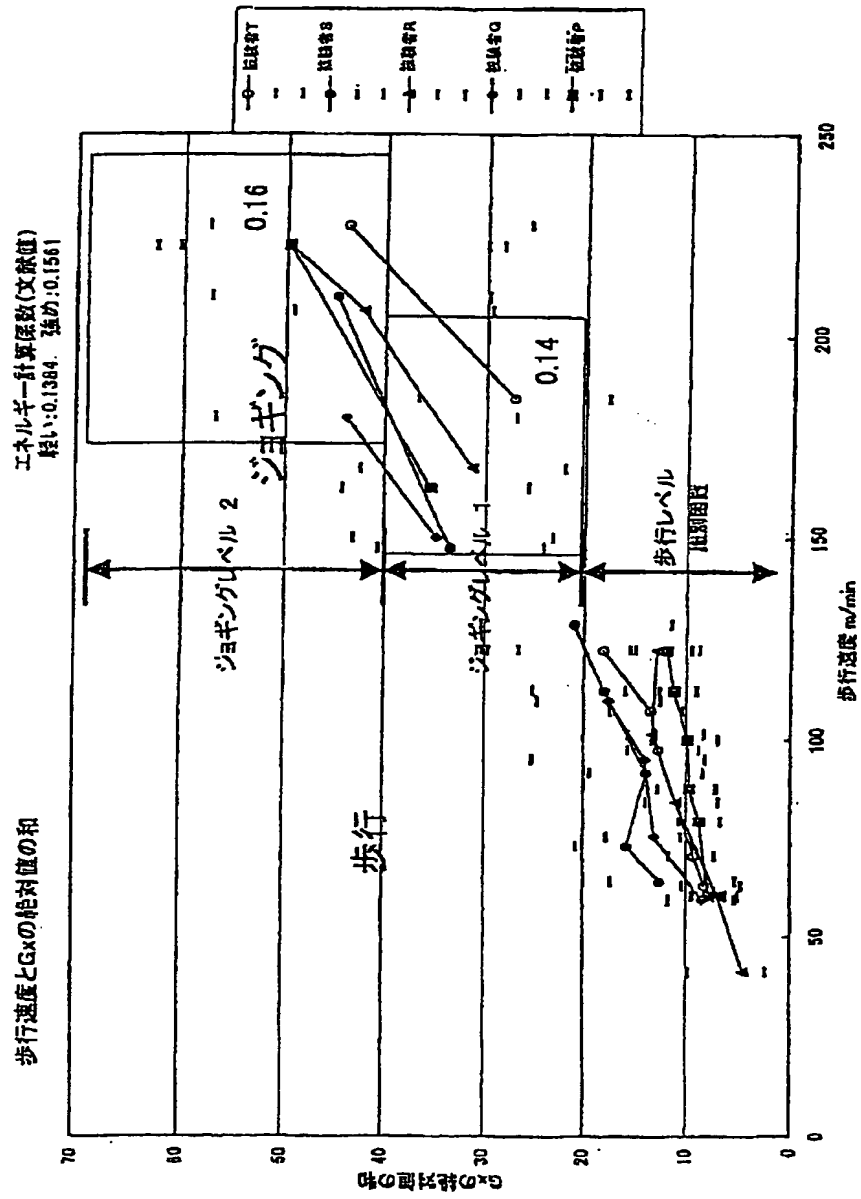
【圖 36】



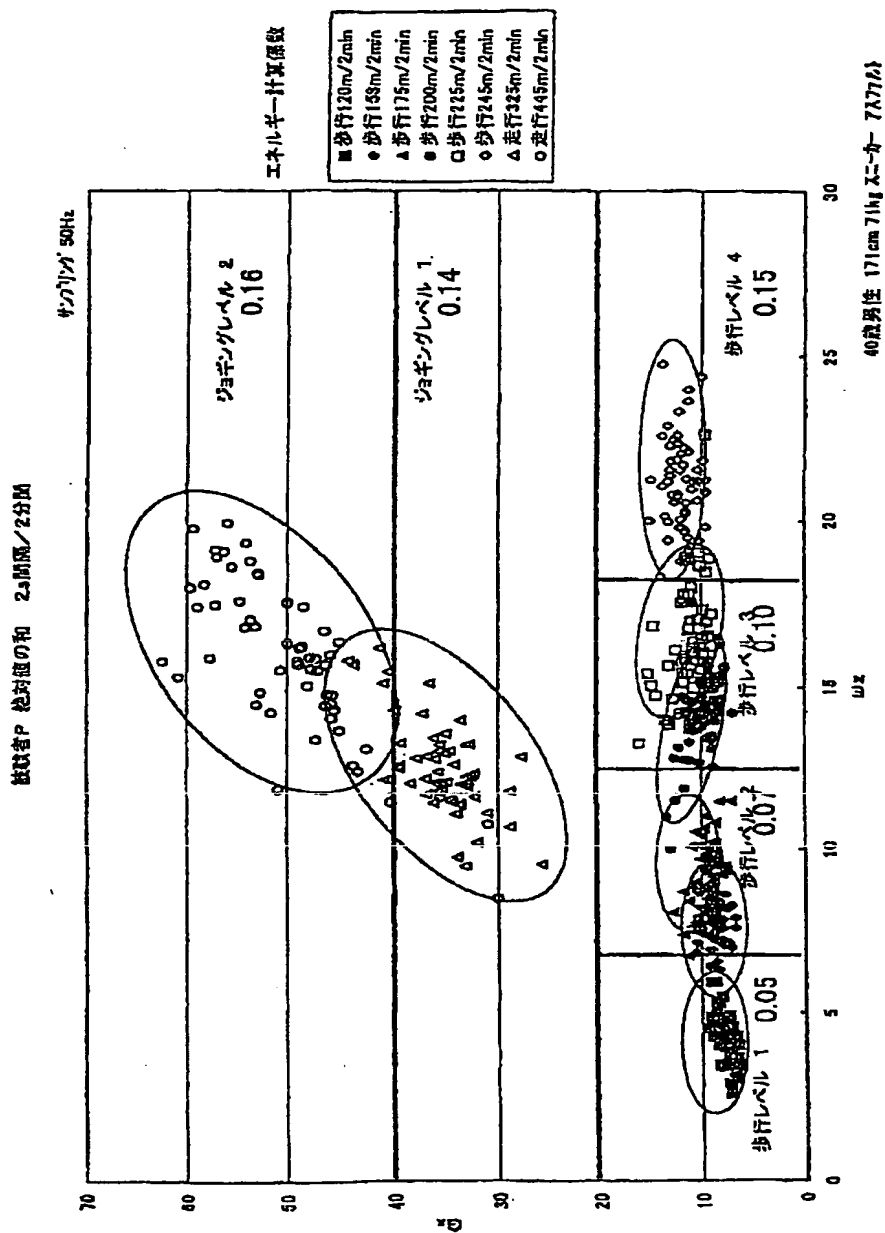
【図28】



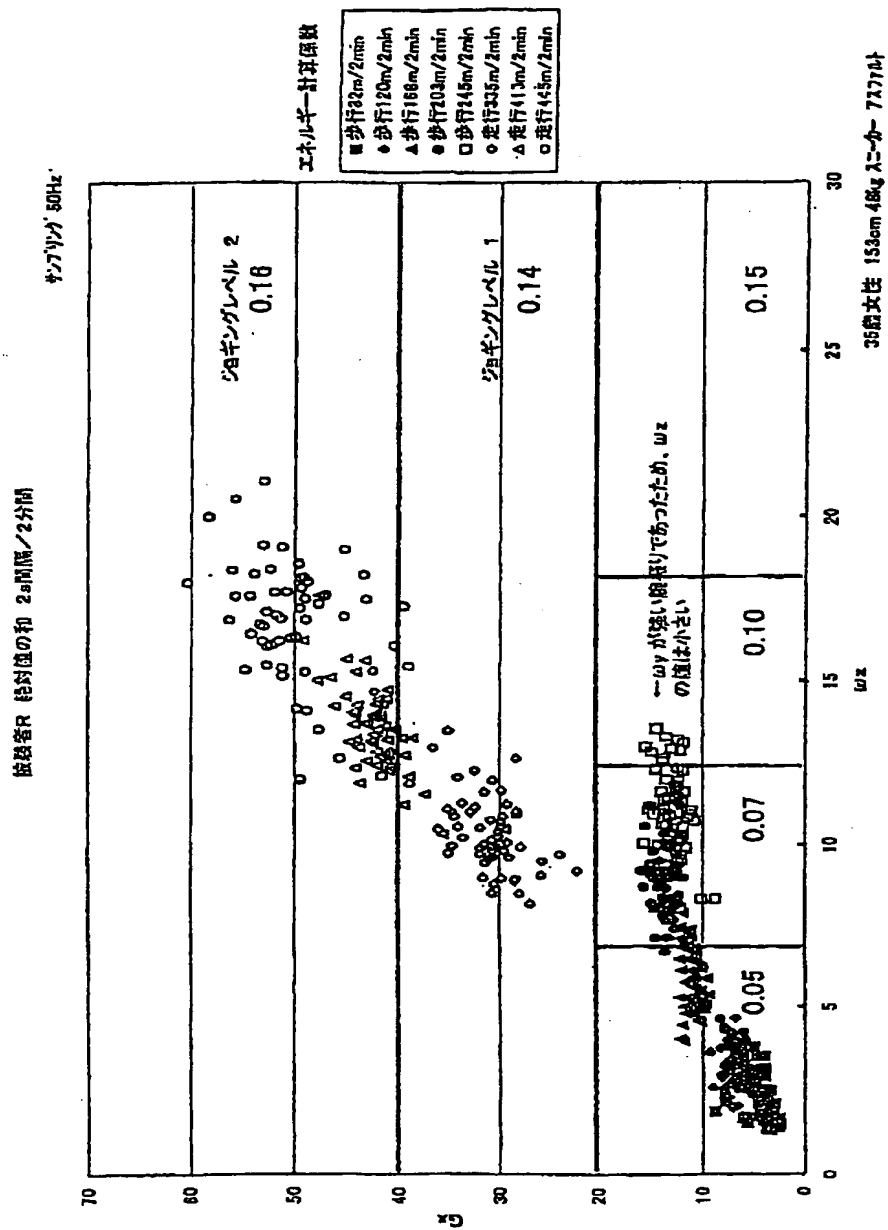
【図29】



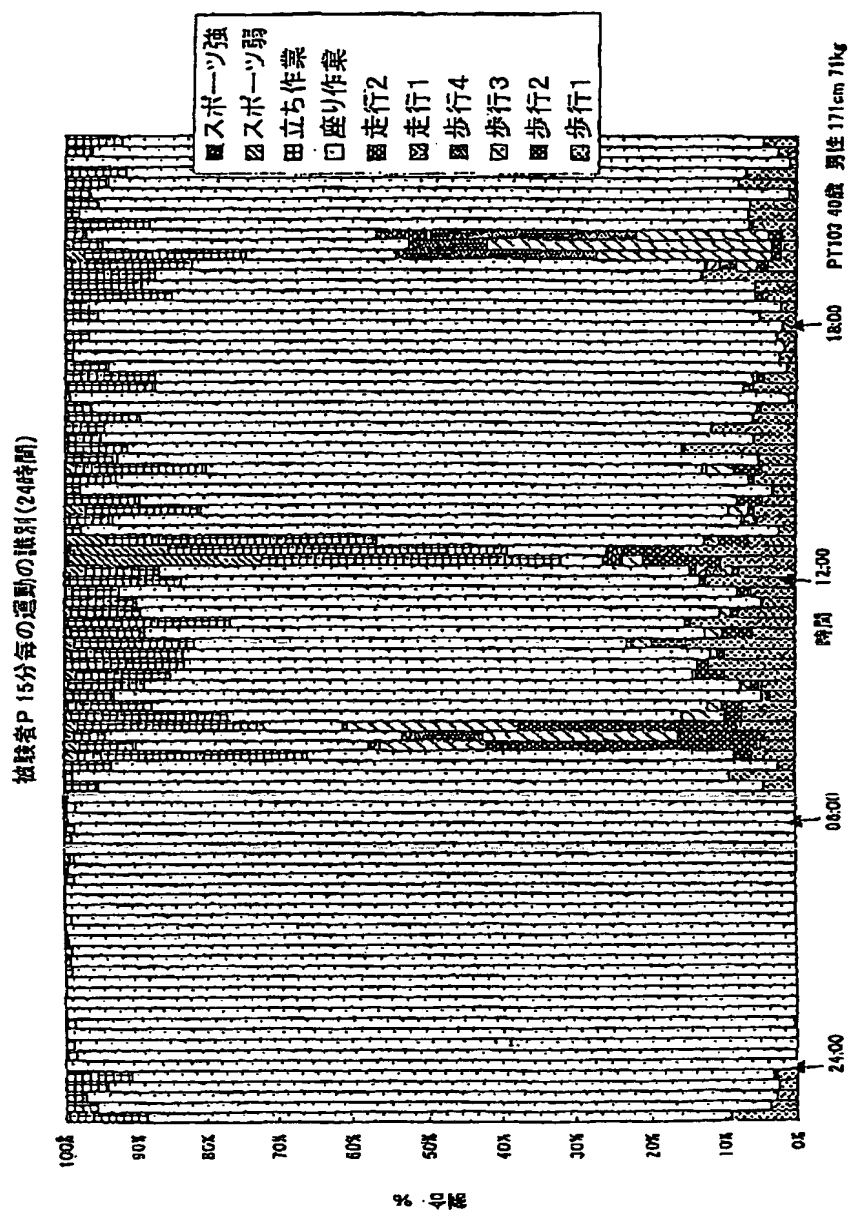
【図30】



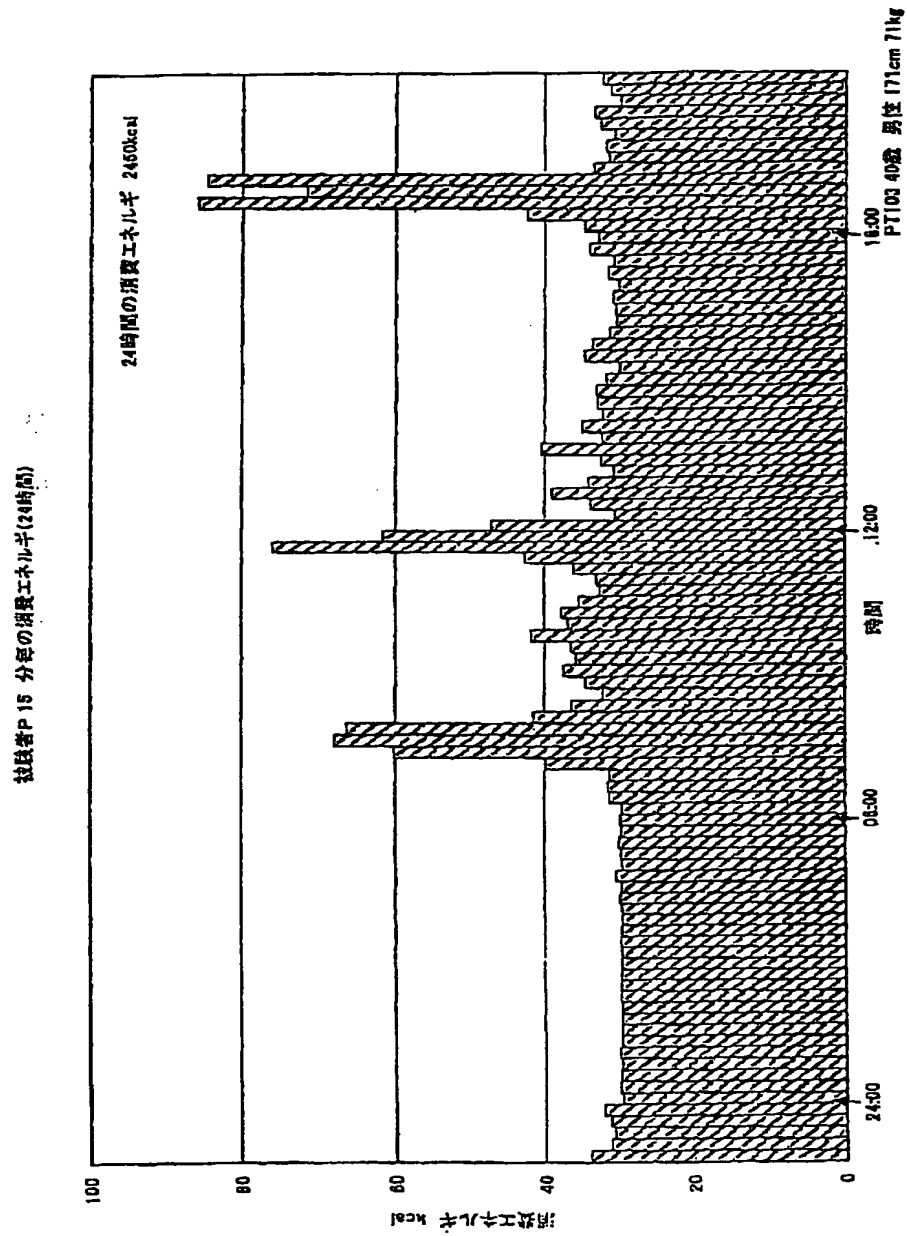
【図31】



【図32】

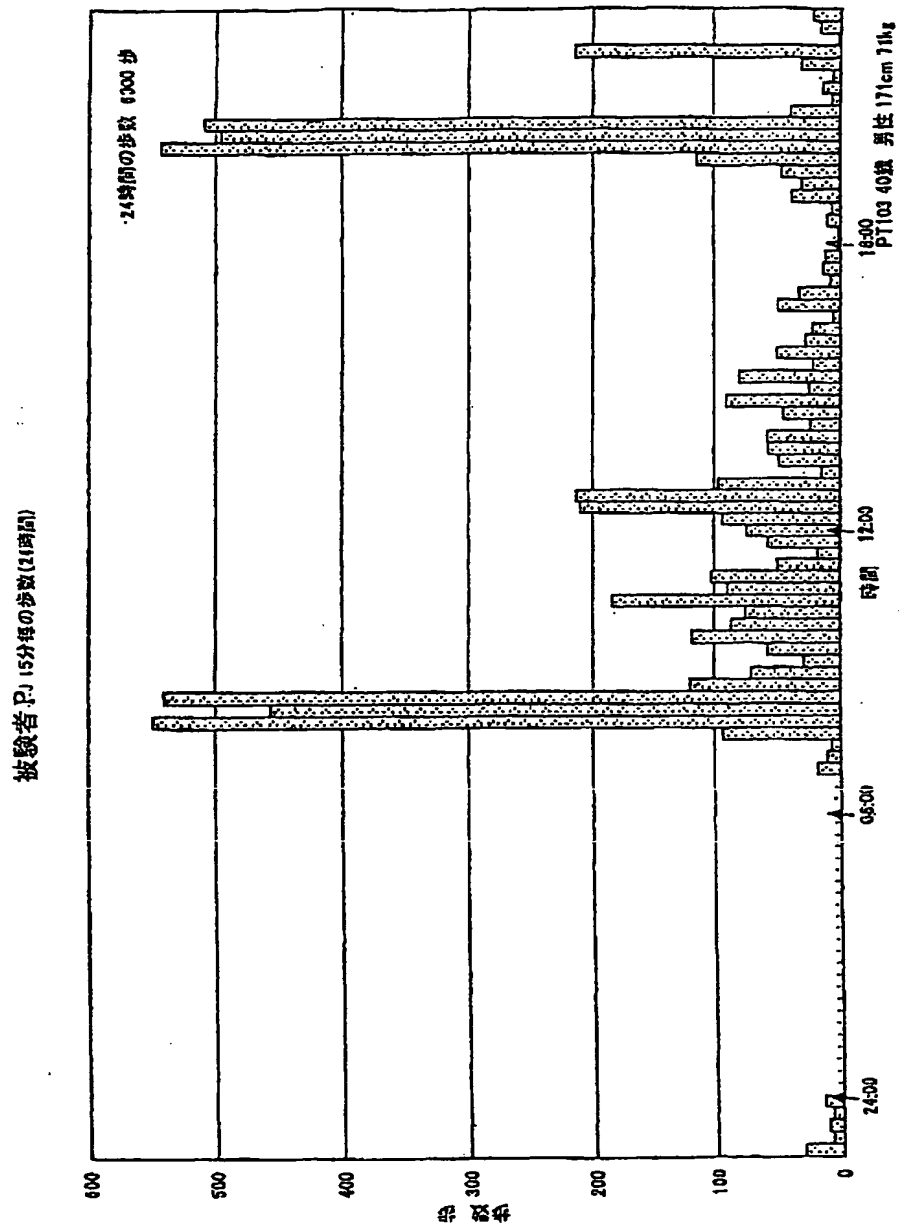


【図33】

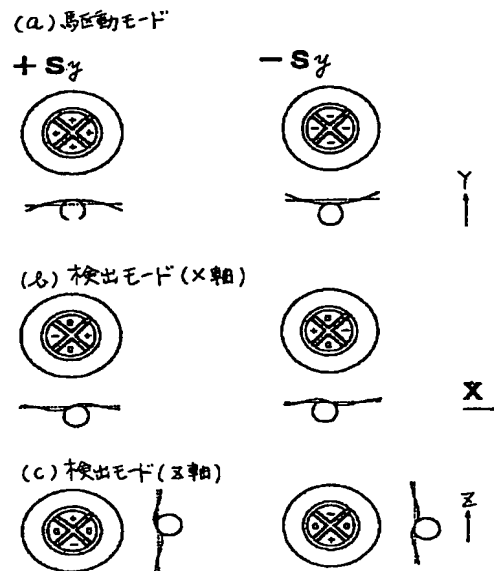




【図34】



【図38】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.	識別記号	F I	テーマコード(参考)
G 0 1 P	15/00	G 0 8 C 19/00	V
	15/10	A 6 1 B 5/02	3 2 1 B
G 0 8 C	19/00		3 2 1 T
		G 0 1 P 15/00	A
(72)発明者	松井 繁朋	(72)発明者	市川 和豊
	兵庫県神戸市中央区港島南町1丁目5番2号 財団法人新産業創造研究機構内		長野県北佐久郡御代田町大字草越1173番地 1394 マイクロストーン株式会社内
(72)発明者	三隅 隆也	(72)発明者	田村 英樹
	兵庫県神戸市中央区港島南町1丁目5番2号 財団法人新産業創造研究機構内		長野県北佐久郡御代田町大字草越1173番地 1394 マイクロストーン株式会社内
(72)発明者	桂川 敬史	Fターム(参考)	2F073 AA40 AB01 BB01 BC02 BC04 CC01 CC08 FG01 GG01 GG04 GG07 GG08 GG09
	兵庫県神戸市中央区港島南町1丁目5番2号 財団法人新産業創造研究機構内		2F105 AA10 BB17 CC01 CD13
(72)発明者	白鳥 典彦		4C017 AA10 AB05 AC20 AC26 BD01 BD06 CC01
	長野県北佐久郡御代田町大字草越1173番地 1394 マイクロストーン株式会社内		

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-024287

(43)Date of publication of application : 28.01.2003

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245  
A61B 5/22  
G01C 19/00  
G01C 19/56  
G01P 9/04  
G01P 15/00  
G01P 15/10  
G08C 19/00

(21)Application number : 2001-212911

(71)Applicant : SHIN SANGYO SOUZOU KENKYU KIKO  
MICROSTONE CORP

(22)Date of filing : 12.07.2001

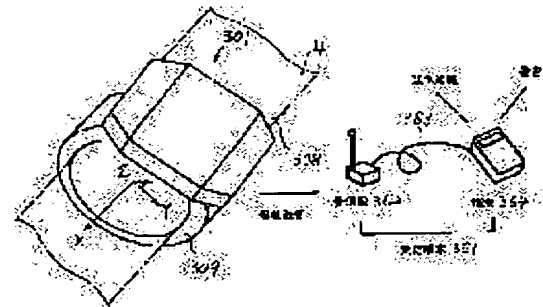
(72)Inventor : MATSUI SHIGETOMO  
MISUMI TAKANARI  
KATSURAGAWA TAKASHI  
SHIRATORI NORIHIKO  
ICHIKAWA KAZUTOYO  
TAMURA HIDEKI

## (54) MONITOR DEVICE FOR BODY STATE

(57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To monitor a body state by performing the evaluation of motion and the evaluation of physiological information at the same time.

**SOLUTION:** An acceleration sensor 11 and an angular velocity sensor 12 are mounted on the body such as an arm and a pulse wave sensor SR is also mounted thereon and the respective detection signals of the acceleration, angular velocity and pulse wave of these sensors are transmitted by a radio transmission means 22. The body state wherein both of the motion and the physiological information are combined can be monitored by using the data related to the motion of the acceleration and angular velocity and the physiological data being pulse waves. For example, a warning signal is outputted when pulsation is abnormally high through quantity of motion is little.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

\* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

## CLAIMS

---

### [Claim(s)]

[Claim 1] Supervisory equipment of the body condition characterized by including a means to calculate and supervise the information which the body is equipped with, answers the output of the movement sensor which detects either [ at least ] acceleration or angular velocity, the pulse wave sensor with which the body is equipped, and which detects a pulse wave, and a movement sensor and a pulse wave sensor, and expresses a body condition.

[Claim 2] It is supervisory equipment in the body condition according to claim 1 carry out containing a transmitting means an operation monitor means is attached in a movement sensor and a pulse-wave sensor in one, and transmit the signal relevant to the output of a movement sensor and a pulse-wave sensor, an operation means calculate the information which receives the output of a transmitting means and expresses a body condition, and the display means display the information which answers the output of an operation means and expresses a body condition as the description.

[Claim 3] An operation monitor means is supervisory equipment of the body condition according to claim 1 characterized by to include a display means display the information which is attached in a movement sensor and a pulse-wave sensor in one, is attached in an operation means calculate the information showing a body condition, and a movement sensor and a pulse-wave sensor, in one, answers the output of an operation means, and expresses a body condition.

[Claim 4] A movement sensor has the acceleration sensor which detects acceleration, and the angular-velocity sensor which detects angular velocity. An operation means A momentum operation means to calculate the output of an acceleration sensor and an angular-velocity sensor, and to calculate momentum, The output of a pulse operation means to calculate the output of a pulse wave sensor and to calculate a pulse, and a momentum operation means and a pulse operation means is answered. It is more than the 2nd value  $u_1$  that momentum is 1st less than [ value  $Q_1$  ] which is defined beforehand, and is normal, and a pulse defines beforehand. When excessive, Or supervisory equipment of the body condition according to claim 2 or 3 which is 3rd [ which is 2nd less than / value  $u_1$  ] less than [ value  $u_2$  ] which is defined beforehand, and is characterized by including an alarm means to output an alarm signal when too little.

[Claim 5] A movement sensor has the acceleration sensor which detects acceleration, and the angular-velocity sensor which detects angular velocity. An operation means A momentum operation means to calculate the output of an acceleration sensor and an angular-velocity sensor, and to calculate momentum, The output of a pulse operation means to calculate the output of a pulse wave sensor and to calculate a pulse, and a momentum operation means and a pulse operation means is answered. Supervisory equipment of the body condition according to claim 2 or 3 characterized by including an alarm means to output an alarm signal when it is more than the 2nd value  $u_1$  that momentum is more than the 1st value  $Q_1$  defined beforehand, and is excessive, and a pulse defines beforehand.

[Claim 6] An angular-velocity sensor is supervisory equipment of the body condition according to claim 4 or 5 characterized by being the gyroscope sensor with which the upper extremity or membrum inferius of the body is equipped, and which detects surrounding angular-velocity  $\omega_{Z}$  of the Z-axis perpendicular to the cross direction Y of the longitudinal direction X and the upper extremity with which it is equipped of the upper extremity with which it is equipped, or the membrum inferius, and the membrum inferius.

[Claim 7] A pulse operation means is supervisory equipment of the body condition of one publication among claims 4-6 characterized by including a noise rejection means to remove the noise which is in the condition that

answer the output of an acceleration sensor and the pulse-like output of an acceleration sensor is obtained, and is contained in the output of a pulse wave sensor.

---

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

---

## DETAILED DESCRIPTION

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] Especially this invention relates to the supervisory equipment in the new body condition that movement can be evaluated from a man or body actuation of an animal, for example, the swing of an arm etc., and biological information can be evaluated further, about the supervisory equipment of a body condition.

[0002]

[Description of the Prior Art] From the former, while evaluating movement of users, such as an old man, the advanced technology for evaluating biological information does not exist. For example, JP,10-295651,A indicates the configuration which reflects a user's momentum in a medical checkup, and indicates the configuration whose JP,2000-41952,A and JP,2000-41953,A also evaluate movement. JP,9-187433,A indicates the configuration which notifies the abnormalities in condition with the output of the pulse wave sensor attached in the earlobe. Therefore, in the advanced technology, the configuration for supervising a body condition using movement and biological information is not realized.

[0003]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] The purpose of this invention is offering the supervisory equipment of the body condition which enabled it to supervise a body condition using evaluation of movement, and evaluation of biological information.

[0004]

[Means for Solving the Problem] This invention is supervisory equipment of the body condition characterized by to include a means calculate and supervise the information which the body is equipped with, answers the output of the movement sensor which detects either [ at least ] acceleration or angular velocity, the pulse wave sensor with which the body is equipped, and which detects a pulse wave, and a movement sensor and a pulse wave sensor, and expresses a body condition.

[0005] If this invention is followed, it can be prepared in the belt which twists a movement sensor and a pulse wave sensor around the upper extremity or membrum inferius of the body, and equips with them free [ attachment and detachment ], and while detecting either [ at least ] acceleration or angular velocity, a pulse wave can be detected, and the information which expresses a body condition by this can be calculated and supervised. A body condition is in the condition acquired using both evaluation of movement, and evaluation of biological information.

[0006] Moreover, this invention carries out containing a transmitting means an operation monitor means is attached in a movement sensor and a pulse-wave sensor in one, and transmit the signal relevant to the output of a movement sensor and a pulse-wave sensor, an operation means calculate the information which receives the output of a transmitting means and expresses a body condition, and a display means display the information which answers the output of an operation means and expresses a body condition as the description.

[0007] Moreover, this invention is characterized by for an operation monitor means to include a display means display the information which is attached in a movement sensor and a pulse-wave sensor in one, is attached in an operation means calculate the information showing a body condition, and a movement sensor and a pulse wave sensor, in one, answers the output of an operation means, and expresses a body condition.

[0008] If this invention is followed, an electric wave will be used for the output of a movement sensor and a pulse wave sensor with a transmitting means. Or transmit by the electromagnetic wave using light, such as infrared radiation, and the electromagnetic wave is received and calculated. An operation means to make it

express the information on a body condition as a display means, or to calculate the information on a body condition in one in a movement sensor and a pulse wave sensor again, and a display means to display the information may be established and constituted. Although a display means may be the configuration of performing the visual display which has a liquid crystal display panel, it may be a configuration which outputs sound or may be realized by the configuration which displays by vibration etc. again.

[0009] As for this invention, a movement sensor has the acceleration sensor which detects acceleration, and the angular-velocity sensor which detects angular velocity. Moreover, an operation means A momentum operation means to calculate the output of an acceleration sensor and an angular-velocity sensor, and to calculate momentum, The output of a pulse operation means to calculate the output of a pulse wave sensor and to calculate a pulse, and a momentum operation means and a pulse operation means is answered. It is more than the 2nd value  $u_1$  that momentum is 1st less than [ value  $Q_1$  ] which is defined beforehand, and is normal, and a pulse defines beforehand. When excessive, Or it is 3rd [ which is 2nd less than / value  $u_1$  ] less than [ value  $u_2$  ] which is defined beforehand, and when too little, it is characterized by including an alarm means to output an alarm signal.

[0010] As for this invention, a movement sensor has the acceleration sensor which detects acceleration, and the angular-velocity sensor which detects angular velocity. Moreover, an operation means A momentum operation means to calculate the output of an acceleration sensor and an angular-velocity sensor, and to calculate momentum, The output of a pulse operation means to calculate the output of a pulse wave sensor and to calculate a pulse, and a momentum operation means and a pulse operation means is answered. Momentum is more than the 1st value  $Q_1$  defined beforehand, and is excessive, and when it is more than the 2nd value  $u_1$  that a pulse defines beforehand, it is characterized by including an alarm means to output an alarm signal.

[0011] If this invention is followed, although momentum is under the 1st value defined beforehand and is normal, an alarm signal is outputted, and momentum is excessive, and when too little [ a pulse / excessive or ], an alarm signal is outputted when a pulse is also excessive. A false report is avoidable with this rather than it judges the abnormalities of the body by either the movement sensor or the pulse wave sensor.

[0012] An alarm signal may be constituted so that it may be transmitted to a processor equipped with the computer formed in a hospital or welfare facilities. The alarm signal about evaluation of movement may be constituted so that it may be transmitted to the processor containing the computer with which the fitness club etc. was equipped.

[0013] Moreover, the upper extremity or membrum inferius of the body is equipped with an angular-velocity sensor, and this invention is characterized by being the gyroscope sensor which detects surrounding angular-velocity  $\omega$  of the Z-axis perpendicular to the cross direction Y of the longitudinal direction X and the upper extremity with which it is equipped of the upper extremity with which it is equipped, or the membrum inferius, and the membrum inferius.

[0014] If this invention is followed, it may be equipped with an angular-velocity sensor by the upper extremity of the body, for example, the wrist of an arm etc., or the membrum inferius, for example, an ankle etc., may be equipped again, and that user's momentum can be correctly obtained by detecting surrounding angular-velocity  $\omega$  of the Z-axis perpendicular to this longitudinal direction X and cross direction Y by the gyroscope sensor.

[0015] Moreover, this invention is in the condition that a pulse operation means answers the output of an acceleration sensor, and the pulse-like output of an acceleration sensor is obtained, and is characterized by including a noise rejection means to remove the noise contained in the output of a pulse wave sensor.

[0016] If this invention is followed, corresponding to the pulse included in an output from an acceleration sensor, the noise contained in the output of a pulse wave sensor will be removed in the case of the operation of a pulse. When at least parts, such as the body, for example, an upper extremity, or membrum inferius, move violently, it is easy to be generated, for example, the blood in a blood vessel moves by motion of a part of body, and the noise contained in the output of a pulse wave sensor brings a result by which a noise is contained in a pulse wave by this. So, in this invention, when pulse-like acceleration occurs, the noise contained in a pulse wave is removed. In this way, exact detection of a pulse wave is attained.

[0017]

[Embodiment of the Invention] Drawing 1 is drawing simplifying and showing the configuration of the one whole gestalt of operation of this invention. People's body is equipped with body sensing equipment 301. The

signal transmitted by wireless from body sensing equipment 301 can calculate and supervise a body condition with the terminal means 364 which was received by the receiver 362 in accepting-station equipment 361, and was connected to the receiver 362 in Rhine 363. When a user's body condition is unusual, it can warn by the ability outputting an alarm signal, and the emergency call to a hospital, welfare facilities, etc. can also be performed through a dial-up line etc.

[0018] Drawing 2 is the block diagram showing the configuration of the whole body sensing equipment 301. In order to detect a part of acceleration of the body 4 (refer to below-mentioned drawing 14) equipped with body sensing equipment 301, an acceleration sensor 11 is formed. In order to detect a part of angular velocity of the body, the gyroscope sensor 12 which is an angular-velocity sensor is formed. The pulse wave sensor SR which furthermore detects a pulse wave is formed. Each output of each of these sensors 11 and 12 and SR is given to the signal-processing means 365-367, respectively, signal processing is carried out to them, and the processing circuit 368 realized with a microcomputer etc. is given. The output of this processing circuit 368 is given to a communication circuit 22, and wireless transmission is carried out.

[0019] Drawing 3 is the block diagram showing the concrete configuration of body sensing equipment 301. This body sensing equipment 301 controls actuation of the sensor shown by the reference mark SR, and this sensor SR, and includes a processing means 305 for transmission by which that detecting signal is given, and a transmitting means 306 to transmit the output from this processing means 305 for transmission by electromagnetic waves, such as an electric wave.

[0020] With the belt 309 of the body 4 which constitutes body sensing equipment 301, an upper extremity 308 is equipped so that Sensor SR may stick to the body. Thus, even if the body motion to which an upper extremity 308 is moved by Sensor's SR making it stick to an upper extremity 308, and forming it arises, it prevents Sensor SR separating from the body, and the positive detection of it is attained. It equips with body sensing equipment 301 so that not only the upper extremity 308 but the membrum inferius may be equipped, in addition Sensor SR may stick to bodily [ some ], and it may be used.

[0021] Drawing 4 is the perspective view which body sensing equipment 301 simplified. A belt 309 may consist of a flexible material, for example, cloth, synthetic resin, etc., and may be circular in the natural condition, for example. Housing 311 is fixed to the periphery section of this belt 309, and the processing means 305 for transmission, the transmitting means 306, etc. are contained in this housing 311.

[0022] As shown in drawing 4, a photo detector 316 is arranged between two light emitting devices 314,315 in the hoop direction of a belt 309. In this way, the scattered light of the body tissue by each light emitting device 314,315 can be correctly received by the photo detector 316.

[0023] Drawing 5 is the sectional view showing the condition of having equipped a man's 307 upper extremity 308 with body sensing equipment 301. Sensor SR is formed inside a belt 309 -- having -- the palm of an upper extremity 308 -- as it sticks to a side, it is equipped.

[0024] Sensor SR contains the red photoluminescence component 314 which generates the red light 317 (refer to drawing 5), the infrared light light emitting device 315 which generates infrared light 318 (R> drawing 5 5 reference), and the photo detector 316 for which such red light 317 and infrared light 318 are irradiated by the upper extremity and which receives the scattered light by the body tissue in common.

[0025] The red light from the red photoluminescence component 314 is irradiated by the upper extremity 308, and drawing 6 shows the output wave of the photo detector 316 when receiving the scattered light by the body tissue of the upper extremity by the photo detector 316. At this time, the infrared light light emitting device 315 is stopped. The detecting signal of drawing 6 obtained from a photo detector 316 at the time of the optical exposure of the red photoluminescence component 314 contains the pulse wave component 321 and a dc component 322. The peak to peak value of the pulse wave component 321 is shown by the reference mark AC 1, and a dc component 322 is shown by the reference mark DC 1. Moreover, the infrared light from the infrared light light emitting device 315 was irradiated similarly at the upper extremity 308, also when the scattered light by the body tissue of that upper extremity was received by the photo detector 316, the same pulse wave component and same dc component as drawing 6 were obtained, and the red photoluminescence component 314 is stopped at this time. At the time of the exposure of the infrared light from the infrared light light emitting device 315, peak to peak value of the pulse wave component of the detecting signal obtained from a photo detector 316 is set to AC2, and the dc component at that time is set to DC2. The value phi corresponding to the saturation of oxygen SpO2 of arterial blood can be calculated and calculated by this.



[0026]

[Equation 1]

$$\Phi = \frac{AC1}{AC2} \cdot \frac{DC2}{DC1} \quad \dots (1)$$

[0027] It can ask for the saturation of oxygen SpO2 based on value \*\* called for by the formula 1.

[0028] It can ask for a pulse by calculating and asking for periodic deltaT of the pulse wave component 321 of the detecting signal from a photo detector 316 at the time of the exposure to the upper extremity 308 of infrared light shown in drawing 6. You may make it calculate a pulse with other gestalten of this operation from the period of the pulse wave component of the detecting signal obtained from a photo detector 316 at the time of the exposure of infrared light.

[0029] The detecting signal from the photo detector 316 of the sensor SR of body sensing equipment 301 is given to the processing means 335 for transmission. The detecting signal which contains outpatient department light among these detecting signals, and the detecting signal which does not contain outpatient department light are judged, one of the detecting signals which do not contain outpatient department light is chosen, and it is transmitted by the transmitting means 306.

[0030] With other gestalten of operation of this invention, even if it uses the light of either or which one blue color among said red light and infrared light, a pulse wave is measurable.

[0031] Drawing 7 is drawing showing the configuration of the sending signal 371 transmitted from a sending circuit 22. This sending signal 371 contains the identification code 372 showing the user by whom body sensing equipment 301 is carried, the class code 373 showing the class of detecting signals, such as acceleration, angular velocity, and a pulse wave, and the detection data 374 that are the value of that detecting signal. With other gestalten of operation of this invention, the carrier frequency of a radio signal may differ two or more body sensing equipments 301 of every. In the receiver 362 of accepting-station equipment 361, the radio signal from each body sensing equipment 301 is received, said detecting signal contained in the radio signal is answered, and the value showing the health condition of the saturation of oxygen of arterial blood, a pulse, and others is calculated and calculated. In a processor 302, when the abnormalities of the health condition of the person 307 putting on each body sensing equipment 301 are detected, the alarm signal showing that is given to the terminal unit 26 for an emergency call from Rhine 325. The terminal unit 326 for an emergency call answers an alarm signal, and transmits the emergency call signal 328 to the centralized-control equipment 327 installed in the centralized-control center through a dial-up line through Rhine wired in the building of a hospital. By this, a medical practitioner etc. can be mobilized in order to carry out the observation check of a man's 307 health condition, and he can prevent aggravation of a man's 307 health condition.

[0032] Drawing 8 is a wave form chart for explaining actuation of some body sensing equipments 301 shown in drawing 3. This body sensing equipment 301 is driven with the power of this cell 329 including a cell 329. The detecting signal from the photo detector 316 of Sensor SR is amplified by the amplifying circuit 332 in the processing means 305 for transmission. With each control signal from the light emitting device scheduling circuit 334 of the processing circuit 333 realized with a microcomputer etc., the red photoluminescence component 314 of Sensor SR is intermittently driven a fixed period, as shown in drawing 8 (1). The infrared light light emitting device 15 is intermittently driven by the light emitting device scheduling circuit 334, as shown in drawing 8 (2). Another side may be stopped during the period when one side is driving these light emitting devices 314,315, and the flashing frequency may be 300Hz.

[0033] For the light emitting device scheduling circuit 334, only a period W1 drives the red photoluminescence component 314 of Sensor SR, and only the next period W2 drives the infrared light light emitting device 315, for example, it is W1=W2, and such one period (=W1+W2) is loop food \*\*\*\*. For example, an amplifying circuit 332 is given through a circuit changing switch 331, and from a circuit changing switch 337, the detecting signal of the photo detector 316 of Sensor SR is switched to the red light sample hold circuit 338 and the infrared light sample hold circuit 339, respectively, and is given to them. When the red photoluminescence component 314 drives in a period W1, the output of an amplifying circuit 332 is given to the red light sample hold circuit 338 from a circuit changing switch 337. Moreover, in the period W2 which the infrared light light emitting device 315 drives, the output of an amplifying circuit 332 is given to the infrared light sample hold circuit 339 from a circuit changing switch 337, respectively.

[0034] The signal given to the sample hold circuit 338 for red light through a circuit changing switch 337 from

an amplifying circuit 332 in the period W1 which the red photoluminescence component 314 is driving is shown by the reference mark 341 of drawing 8 (3). The signal given to the infrared light sample hold circuit 339 through a circuit changing switch 337 from an amplifying circuit 332 is shown in the reference mark 342 of drawing 8 (3) during the period W2 which the infrared light light emitting device 315 drives. Each of these signals 341,342 are sampled by each sample hold circuit 338,339, it is held till the next sampling and the sampled value is updated by the new sampling value. The red light sample hold circuit 338 samples the output 341 given through a circuit changing switch 37 from the amplifying circuit 332 in a period W1, and the infrared light sample hold circuit 339 samples the signal 342 of the period W2 given through a circuit changing switch 337 from an amplifying circuit 332. In this way, the red light sample hold circuit 338 draws the output 343 of drawing 8 (4), and the infrared light sample hold circuit 339 derives the output 344 of drawing 8 (4).

[0035] The cut-off frequency of the low pass filter 343,344 with which each output of each sample hold circuit 338,339 is given is chosen as about 10Hz. Even if it follows, for example, outpatient department light, such as illumination light (60Hz or 50Hz), mixes in a photo detector 316, the component of such an outpatient department light is intercepted.

[0036] Each output wave from a low pass filter 343,344 is shown by the reference mark 345,346 of drawing 8 (5), respectively. In this way, the output corresponding to the detecting signal of the photo detector 316 corresponding to the red light and infrared light from a low pass filter 343,344 contains a pulse wave component and a dc component. A band pass filter 348,349 passes the signal of the frequency band of about 1.5 - 10Hz of abbreviation, and is filtered. Therefore, the output of a band pass filter 348,349 contains only a pulse wave component among the detecting signals of the photo detector 316 in each periods W1 and W2 which the red photoluminescence component 314 and the infrared light light emitting device 315 drive.

[0037] Each output of a low pass filter 343,344 and a band pass filter 348,349 is changed into a digital signal by the analog-to-digital (abbreviated-name A/D) transducer 352,353, and is given to the processing circuit 354 realized with a microcomputer etc.

[0038] Drawing 9 is a flow chart for explaining actuation of the processing circuit 354. Moving from step a1 to step a2, the processing circuit 354 reads the digital signal of read in and the pulse wave component from a band pass filter 348,349 for the digital signal of the detecting signal containing the pulse wave component and dc component from a low pass filter 343,344. The processing circuit 354 is the following step a3, and judges and chooses the detecting signal which contains outpatient department light among the detecting signals containing the pulse wave component and dc component which were filtered by the low pass filter 343,344 from Sensor SR, and the detecting signal which does not contain outpatient department light.

[0039] the wave of the detecting signal from the photo detector 316 for drawing 10 to explain the actuation which judges and chooses the detecting signal containing outpatient department light, and the detecting signal which does not contain outpatient department light by the processing circuit 354 -- it is drawing showing 356. the wave of this detecting signal -- 356 contains the pulse wave component AC 1 and dc component DC 1 by red light in a period W1. When the variation  $\Delta x$  in time amount W3 which this detecting signal 356 defines beforehand is under value  $\Delta L$  (however,  $AC1 < \Delta L$ ) exceeding peak-to-peak-value AC1 of a pulse wave component defined beforehand ( $\Delta x < \Delta L$  like [ Namely, ] drawing 10 R > 0), it judges with a detecting signal 356 being a detecting signal which does not contain outpatient department light. Moreover, when said variation  $\Delta x$  is said more than value  $\Delta L$  defined beforehand (namely,  $\Delta x \geq \Delta L$ ), it judges with a detecting signal 356 being a detecting signal containing outpatient department light.

[0040] Also although it is drawn from a photo detector 316 as a detecting signal which receives the scattered light by the body tissue and does not contain outpatient department light when the belt 309 with which a man's 307 upper extremity was equipped is stuck, and it is twisted around the upper extremity 308, therefore Sensor SR touches the front face of the skin of an upper extremity 308 When Sensor SR estranges from the skin, further, incidence also of the outpatient department light, such as illumination light and sunlight, is carried out to a photo detector 316, and not only the scattered light from a body tissue but the detecting signal containing outpatient department light is drawn from a photo detector 316. When outpatient department light mixes in a photo detector 316, the level  $\Delta x$  of a detecting signal 356 changes a lot, and becomes unstable. So, with the gestalt of this operation, the variation  $\Delta x$  in this time amount W3 defined beforehand is calculated and calculated, and when that variation  $\Delta x$  is more than value  $\Delta L$  defined beforehand, that detecting signal 356 judges with what is the detecting signal which contains outpatient department light as mentioned above.

[0041] Said time amount W3 defined beforehand may be set to time amount almost equal to a man's 307 pulse detected, for example, may be set to the value within the limits for 0.5 - 1 second. the time of this time amount W3 being chosen at the half period of a pulse -- Variation  $\Delta x$  -- the pulse wave component AC 1 -- \*\* -- it becomes an equal value ( $\Delta x \cdot AC1$ ). Even if it is such at the time, in order to enable it to distinguish whether outpatient department light is contained in the detecting signal 356, value  $\Delta L$  defined beforehand as mentioned above is set to the value ( $AC1 < \Delta L$ ) exceeding the peak to peak value of the pulse wave component AC 1. In this way, the detecting signal of a photo detector 316 can distinguish whether it is a detecting signal containing outpatient department light. Although the detecting signal of a photo detector 316 may be a detecting signal by the period W1 which the red photoluminescence component 314 drives, it may be an output in the drive period W2 of the infrared light emitting device 315 with other gestalten of operation of this invention.

[0042] You may make it distinguish whether it is a detecting signal containing outpatient department light with other gestalten of operation of this invention by carrying out level discrimination of the detecting signal (=  $AC1 + DC1$ ) with the value defined beforehand.

[0043] Moreover, with other gestalten of operation of this invention, as long as said processing circuit 354 has a good adhesion condition to the upper extremity 308 of Sensor SR, it may be the configuration of not judging existence of the above-mentioned outpatient department light.

[0044] With reference to drawing 3, it sets to body sensing equipment 301 again. The acceleration to the specific direction Excite respectively the acceleration sensor 11 to detect, the angular-velocity sensor 12 which detects the angular velocity of rotation parallel to a specific field, and the sensor which is these mechanical oscillation object, and the detecting signals P11 and P12 of acceleration and angular velocity are extracted again (a driving signal is P130 and P140). The acceleration measuring circuit 13 and the angular-velocity measuring circuit 14 which output the electrical potential difference which processes detection, magnification, etc. and is proportional to a detection value, respectively are included.

[0045] As for the acceleration output P13 and the angular-velocity output P14 within a predetermined period (or the user itself decides, beforehand, a user and a medical staff arrange, and it decides, or it is considered variously that equipment determines by the self clock etc.), a predetermined operation is performed by the acceleration arithmetic circuit 15 and the angular-velocity arithmetic circuit 16, respectively. A predetermined operation is processing it into the wave of signals P13 and P14, and changing a signal. For example, equalize by performing rectification and smoothing which extracts the peak value of an input wave. It means searching for those logarithms or performing other mathematical processings, furthermore it samples finely the signal of the predetermined period which calculates the variance of wave-like peak value which appears at a predetermined period and takes out the variance, asking for the vibrating wave-like period, etc. The movement data which are those outputs are the acceleration operation output P15 and the angular-velocity operation output P16. Both this output is transmitted [ as opposed to / as an electric-wave output P22 / an external device 2 / both ] by the communication circuit 22. Both communication circuits 22 and 23 cooperate, and transmission and reception of data are performed in both directions, checking mutual actuation. Moreover, a control circuit 24 acts on each circuit in body side equipment 1, generates control signals P241, P242, P243, P244, and P245, and has the role which adjusts the cooperation actuation between the timing of each circuit of operation, or each circuit.

[0046] Drawing 11 is the block diagram of the accepting-station equipment 361 which is an external device 2. The configuration and actuation of this equipment 361 are as follows. The communication circuit 23 which received the movement data contained in the electric-wave signal P22 restores to it, and changes it into the internal signal P23. In response to the internal signal P23, beforehand, the movement judging circuit 17 compares two kinds of information included in it, an acceleration operation output and an angular-velocity operation output, with each numerical range for which it asked experimentally about that movement, and judges how many kinds of the classes and reinforcement of movement which the user performed within a certain period. Or the information on evaluations (for example, progress situation of rehabilitation etc.) over movement judged further is also added.

[0047] The judgment result signal P17 including those information is sent to a display 18 (a required circuit is included), it is displayed with the individual humanity news of the user by whom the contents (the class of movement, reinforcement, its evaluation) etc. were registered beforehand, is recorded with a recording device 21, and enables a diagnosis of observers, such as a medical person in charge, while storage 19 memorizes.

Moreover, a regenerative circuit 20 is reproduced at any time as a regenerative signal P20 if needed, and the storage signal P19 including the memorized contents is displayed with a display 18. A control circuit 25 acts on each circuit in an external device 2, receives an input signal P231, generates control signals P251, P252, P253, P254, P255, and P256, and has the role which adjusts the cooperation actuation between the timing of each circuit of operation, or each circuit.

[0048] Hereafter, an example of a concrete gestalt of the gestalt of operation of the movement measuring device of this invention is introduced by drawing 12 and drawing 13. Drawing 12 shows an example of body sensing equipment 301, (a) is a part plan and (b) is the A-A sectional view. Body sensing equipment 301 has a wrist watch form mostly, is equipped with the band 36 for arm volumes, and can equip a wrist with it. The movement sensor 31, an indicating equipment 32, the communication circuit module 33 with an external device, the cell 34 used as a power source, and the actuation switch 35 are shown as main components. Body sensing equipment 301 must be a thin form and small so that wearing may not become a user's burden. When a display 32 thinks conspicuousness as important, it will be arranged on the largest front face equivalent to the screen of a wrist watch. According to the same field, the movement sensor 31 is also arranged in parallel with a display 32. Since a display 32 can use the thing of thin forms, such as a liquid crystal display panel, the movement sensor 31 must also be dedicated to the sufficiently thin package.

[0049] The reason for arranging the movement sensor 31 of a thin form in parallel with a display 32 is as follows. The optimal movement detection direction is the rectilinear motion, i.e., the direction of drawing 12, of X of the vertical (vertical) direction of the body about acceleration G, as already stated. Rotation of the circumference of the Z-axis perpendicular to the flat surface which includes the both sides of the vertical direction X of the body and a cross direction Y about the angular rate of rotation  $\omega$  (the direction of  $\omega$  of this drawing 12), i.e., the longitudinal direction of the body, is turned to, and it is rotation of the circumference of a level revolving shaft (parallel to the Z-axis of drawing 12). body side equipment 3 -- a wrist watch -- like -- the screen -- the shell side of a wrist, or a palm, when it equips so that it may become a side By this being the most natural, being desirable and uprighting a condition, since the surface of revolution becomes parallel to the screen 32 of body side equipment 3, i.e., a display, when bending an elbow automatically, lengthening and carrying out If there is an angular-velocity sensor of a thin form with a rotation detection side parallel to the largest field, it is desirable to arrange the movement sensor 31 which contains it inside in parallel with a display 32.

[0050] Drawing 13 is the top view showing the internal structure of an example of the movement sensor 31 in the gestalt of operation of this invention. The structure of this movement sensor 31 fills all of the above configurations, arrangement, and the demand about the detection direction. In drawing 13, in order to show the internal structure of the container 40 airtight (preferably vacuum) with a thin cube type, the lid (head-lining part of a container) is removed. The hermetic terminal pin 41 of a large number which penetrate the pars basilaris ossis occipitalis of a container 40 is formed. Although each pin 41 is connected by each of the electrode layer group on the movement sensor oscillating object 50, and the technique of wirebonding, the electrode layer and the bonding wire have omitted illustration. The movement sensor oscillating object 50 is fabricated from the plate of the electrical-potential-difference nature ingredient of one sheet, and the acceleration-sensor section and the angular-velocity sensor section are unified. the movement sensor oscillating object 50 -- the fixed part A52 (slash section) of the rear face of the total base 51, and a facet -- on the plinth by the side of a container 40 (not shown), the rear face of the fixed part B64 (slash section) of a product pastes up, and is supported.

[0051] The angular-velocity sensor section is the part which carried out the so-called configuration of a tripod tuning fork form, and consists of a foot A53, the outside foot B55, the inside foot C54 and the tuning fork base 56, and the supporting point 57 outside L typeface to which the free end section was respectively crooked in the method of an outside (the vertical direction of drawing 13). It is excited with the fixed amplitude by the excitation circuit (oscillator circuit) included in an angular-velocity measuring circuit so that the outside foot A53 and the outside foot B55 may be cantilever-like [ each ] like the usual 2-piece tuning fork and symmetrical vibration may be performed about a symmetry axis (not shown). Although the inside foot C54 is not excited, it has a surface electrode (not shown) for detecting the bending. 58A, 58B, and 58C which attached and showed different hatching from a fixed part are load mass, respectively, and in order to lower a resonant frequency and to make it equal mutually, they consist of the thick deposit of the metal given to the foot point. The resonant frequency of the inside foot C54 may give a difference as suitably as the resonant frequency of both \*\*\*\*.

[0052] If the movement sensor oscillating object 50 rotates by angular-velocity  $\omega$  now around a revolving shaft parallel to the Z-axis perpendicular to the direction of illustration, i.e., space, the Coriolis force proportional to angular velocity will act on the oscillating foot of both outsides. The direction is a longitudinal direction of a foot, and if the force of the foot tip sense acts on the foot A53 outside a certain moment, the other force will act on the outside foot B55 in the base of a foot. The direction of the force changes in sine synchronizing with vibration of a foot, and is reversed periodically. To an outside leg shaft, since it is reverse, the eccentric direction of load mass also constitutes a couple, the tuning fork base 56 is shaken [ it is separated from two force of both \*\*\*\* in parallel and ], and a minute rotational vibration is caused in the surroundings of the supporting point 57. Sensing vibration of the tuning fork base 56 resulting from the moment by this Coriolis force, the inside foot C54 vibrates with the amplitude proportional to Coriolis force. The oscillating electrical potential difference extracted with the detection electrode prepared in the inside foot C54 is the detecting signal of angular velocity.

[0053] The acceleration-sensor section of the movement sensor oscillating object 50 consists of one pair of two vibrating parallel rods A, rods B, and load mass. It consists of the rod A61 which is the spring section, a rod B62, the retaining spring 63 (member for allowing the minute variation rate of the direction of illustration X, supporting the load mass 60) of 60 (it consists of a part of mass of the material plate of a large area, and the mass of the thick plating material given to the front face), or 2 load mass, and a fixed part B64 (part for carrying out support immobilization so that the load mass 60 may not displace greatly especially in the direction of X). The rod A61 which is both-ends immobilization respectively, and a rod B62 are excited by the oscillator circuit (for example, contained in the angular-velocity measuring circuit 14 of drawing 1 ) by the oscillating style which accomplishes a symmetrical arc shape about the symmetry axis of the movement sensor oscillating object 50.

[0054] Although the oscillation frequency is usually fixed, if the acceleration  $G_x$  of the direction of illustration X acts on the load mass 60, the load mass 60 will compress or pull a rod A61 and a rod B62 to the longitudinal direction by the force proportional to the magnitude, and an oscillation frequency will fluctuate with the direction and magnitude of the force, and it will change. Then, the reference frequency and the above-mentioned oscillation frequency which were prepared separately are compared, and if the direction and amount of \*\* of an oscillation frequency are got to know, it can ask for the acceleration of X shaft orientations. Especially the source of reference frequency is not prepared, but the oscillation frequency of the outside feet A53 and B55 which are the oscillating objects for angular-velocity sensors can be used for instead of. The greatest advantage of this movement sensor is a thin form, and is being able to arrange in parallel with the greatest field (screen) of wrist watch form equipment moreover, and being able to detect important  $G_x$  and  $\omega$ .

[0055] Next, many experiments which search for the gestalt of the optimal operation of this invention and which went to accumulate are explained using drawing 14 - drawing 19 . Drawing 14 is the explanatory view of the experiment situation of the oscillating response in body actuation sensing first. The body 4 which is a test subject was uprighted, one leg was put on standing ways 5, and other feet were put on the base of the vibration exciter 6 which vibrates in the direction of a vertical. In addition, the axis of coordinates of X, Y, and Z was set up like illustration on the basis of the body 4. The black dot given to the body 4 shows the part equipped with the body sensing equipment 301 containing an acceleration sensor. And the response of the sensor with which at least each part to the excitation of the direction of X (the direction of a vertical) was equipped first was calculated. Excitation carried out the sweep of the 5-1000Hz with the fixed acceleration of  $4.9\text{m/s}^2$  by the sine wave. In addition, the acceleration of the direction of X is also indispensable data, in order to ask for the consumption calorie in ordinary movement of a walk etc.

[0056] Drawing 15 is the graph which shows the experimental result of an oscillating response of the Z direction of the acceleration sensor with which at least each part of the body when exciting sole of one of the two on the above-mentioned experiment conditions was equipped, and the axis of abscissa showed an excitation frequency and the acceleration with which the axis of ordinate was detected with logarithmic scale, respectively. (a) is the case where the top of the head and (b) equip with a chest pocket and (c) the wrist at which a waist belt and (d) lengthened the ankle and (e) lengthened the elbow, and the wrist which (f) bent the elbow and was leveled, respectively. (c) When a waist belt, the (d) ankle, and the (e) elbow are lengthened, each \*\*\*\* of a wrist which bent the (f) elbow shows both at the time of attaching a sensor in a symmetrical part

about the medial axis (field which divides right and left) of the case where it attaches in a bodily excitation side, and the body on the same Fig., and has made the comparison easy. The difference of a wave of the response by the side of excitation and the symmetry is [ that there is almost nothing ] the most gently-sloping in the (e) Fig. over the perimeter wave number range for seeing these data. Moreover, sole vibration of about 20Hz or more has low transmissibility, and the detection which could not be easily influenced of the hardness of footwear or the ground and was stabilized in detection of a walk or transit can be expected. It turns out that it is most excellent in these reasons to equip a wrist with a sensor generally if measurement of a special body region is not the purpose.

[0057] Next, movement detection of the "finger-nose test" which is an example of the test performed in order to evaluate extent of the condition of disease of the hemiplegia patient by cerebral infarction was performed using the acceleration sensor and angular-velocity sensor with which the wrist was equipped. This has a test subject do actuation which repeats a finger according to a metronome signal and it has in its nose. Drawing 16 is the graph which shows the measurement result of movement of the right hand in a finger-nose test, and a left hand by the detection wave as it is, an axis of abscissa is time amount (second), and an axis of ordinate is a detection value. As for a healthy person A, (c), and (d), (a) and (b) show a left upper extremity paralysis patient's case, as for a healthy person B, (e), and (f). Although a rhythm that acceleration and the angular velocity of any actuation of a near hand are smooth and fixed is accepted by two healthy persons for seeing these drawings In a hemiplegia patient, Il Tempo of operation is late, the wave is also confused, since it is especially remarkable in the case of the upper extremity by the side of paralysis, critical [ of a symptom ], improvement extent in comparison with the past data, etc. can judge easily, and it turns out that the body side equipment of a wrist form is very effective.

[0058] Next, the experiment which identifies some kinds of walks by the movement sensor with which the wrist was equipped correctly using the measurement result of the acceleration and angular velocity of each direction was conducted. An axis of coordinates is as having been shown in drawing 5 , and the normal axis of the body in which the X-axis stood straight, and a Y-axis are an antero-posterior axis and a lateral axis with the level Z-axis. a test subject -- 14 man and woman in his 20-40's, and the class of movement -- usually -- a walk -- he already walked, and it is five sorts of a jogging, transit, and an arm restricted walk (folding its arms, pocket ON \*\*, private secretary), and data extraction was performed by putting together 20 steps or 50 steps. A detection wave carries out data processing rather than remains as it is, and is processed. When one detects the peak (each peak value of the vibration-voltage waveform outputted from a measuring circuit according to a walk) of vibration, others have taken those logarithms further by the case where distribution (average of the square of the difference of each data and the average) of the value of each point is calculated by having carried out multi-point sampling (the wave electrical potential difference under walk of 20 - 50 steps being sampled by 50Hz) of the wave. A result is divided into drawing 17 - drawing 19 , and is shown.

[0059] It is drawing where drawing 17 (a) used the variances of an acceleration wave of the X-axis and a Y-axis, and (b) used the peak value of an acceleration wave of the X-axis and a Y-axis.

[0060] Drawing 18 (a) takes X-axis acceleration and Z axial-angle rate, (b) takes Y-axis acceleration and Z axial-angle rate, and all are drawings using the peak value of a detection wave.

[0061] It is drawing where, as for drawing 19 (a), both Y-axis acceleration and Z axial-angle rate used X-axis acceleration and Z axial-angle rate, and (b) used variances.

[0062] In drawing 17 (b) which combined peak value with seeing each drawing first and drawing 18 (a), and drawing 18 (b), it solidifies in the point of measurement which shows various kinds of movements mutually, and since there are some which become intricate considerably and moreover enter, there is a possibility that discernment of movement may not be ensured. Both drawings of drawing 19 which combined acceleration and angular velocity in the example which combined the variances of a detection wave to it although the separability of movement was bad in drawing 17 (a) which is acceleration have comparatively good separability. The direction of drawing 17 (a) which used the vertical direction acceleration  $G_x$  and vertical - order side internal-version angular-velocity  $\omega_z$  especially is considered that epicritic is a little good.

[0063] When it is common to use the vertical direction acceleration  $G_x$  and vertical - order side internal-version angular-velocity  $\omega_z$  as a direction of movement in body side equipment of susceptibility from the above result, it is the optimal on movement discernment, and it is shown that it is realizable with body side equipment with sufficient wearing nature like drawing 3 and a sufficient feeling of use using the movement sensor of the



thin form which this is suitable also for the judgment of rehabilitation like drawing 7 , and has the detection direction like drawing 4 .

[0064] The gestalt of operation of this invention of not being restricted to some gestalten described above is natural. For example, the direction of the susceptibility of acceleration or angular velocity may also choose bearing which changes with purposes of using equipment. The data transmitted and received between body side equipment and an external device may be what kind of thing, as long as required movement information is transmitted. Moreover, body side equipment may be equipped with functions, such as a clock and a cellular phone. A clock function can be used also for control of timing. Moreover, the stowed position of body side equipment can also not necessarily be made into the location of for example, not only a wrist but arm top arbitration. moreover, a movement measurement result -- always -- drawing 1717 -- it may not restrict processing it as follows and displaying, but as shown in each drawing of drawing 16 , the detection wave of acceleration or angular velocity may be displayed as it is. Moreover, in quest of the average of an absolute value etc., there may be versatility besides the experiment having shown data processing of measured value.

Moreover, other acceleration or angular velocity of a direction are also measured, it considers as an auxiliary data, and raising the precision of a diagnosis or movement evaluation is also considered.

[0065] Moreover, as an application of this equipment, it is not restricted to extraction and evaluation of movement data, for example, there is use as a communication tool. To a remote medical person in charge, a user can perform as a signal body actuation which fixed beforehand how many kinds of those demands and volitional transfer, such as "wanting you to come immediately", can analyze a movement detection wave by the external device side, and can know, the signal actuation, i.e., intention.

[0066] Drawing 20 is a flow chart for explaining actuation of the movement judging circuit 17 (refer to drawing 11 ) of the terminal unit 364 with which accepting-station equipment 361 is equipped, and a control circuit 25. These movement judging circuits 17 and control circuits 25 are realizable with one microcomputer etc. It moves from step b1 to step b2, acceleration Gx and angular-velocity omegaz are detected, and a pulse wave is further received in the communication circuit 23 of a receiver 362. At step b3, momentum Q is calculated based on acceleration Gx and angular-velocity omegaz.

[0067] At step b3, a pulse is calculated again based on a pulse wave. In the operation of Pulse U, counting of the count of the time amount W1 defined beforehand, for example, the pulse pulse for 10 seconds, can be carried out with a counter, and the pulse U around for 1 minute can be obtained by N Doubling the enumerated data. Here, it is for W1 and N= 1 minute.

[0068] At step b4, it is judged whether momentum is excessive, or the momentum Q calculated in step b3 is 1st less than [ value Q1 ] which is defined beforehand, and is normal. If normal, it will move from step b4 to step b5, and it will be judged whether it is within the limits (namely,  $U2 \leq U < U1$ ) of the values U1 and U2 which Pulse U defines beforehand. If the pulse is normal in step b5, in step b6, momentum Q and Pulse U will be displayed on a liquid crystal panel with a display 18, and it will be printed by the recording paper with the recording devices 21, such as a printer.

[0069] When it is in too little [ in step b5, a pulse is excessive (namely,  $U1 \leq U$ ), or / a pulse ] (namely,  $U < U2$ ), Move to step b7, and the alarm by the display 18 and the recording device 21 is generated, an emergency call is transmitted through a dial-up line, or it is transmitted on radio, and sets to a medical institution or welfare facilities by this. The alarm signal can be received and the measures against a user can be performed appropriately.

[0070] In step b4, it is judged whether when excessive (namely,  $Q1 \leq Q$ ), in step b8, Pulse U has a normal momentum Q. In step b8, when excessive (namely,  $U1 \leq U$ ), in step b7, an alarm signal is generated for Pulse U, and an emergency call is performed like the above-mentioned. When Pulse U is judged to be a normal thing in step b8 (namely,  $U1 \leq U$ ), it is normal and display and record are performed in step b6.

[0071] Drawing 21 is a wave form chart for the user of the movement judging circuit 17 in accepting-station equipment 361 and a control circuit 25 to explain the actuation in a resting period. The pulse wave signal acquired from Sensor SR corresponds to a peak 461, and the time interval W2 between these peaks 461 is a value corresponding to a pulse.

[0072] The axis of ordinate of drawing 21 is the reinforcement of the reflected light received by the photo detector 316 (refer to drawing 4 ), and the axis of abscissa of drawing 21 shows time amount. A noise cannot mix in a user's resting period and a pulse wave, but a pulse can be calculated correctly.

[0073] Drawing 22 is drawing for explaining data processing in the condition that the user of the movement judging circuit 17 in accepting-station equipment 631 and a control circuit 25 is exercising. As shown in drawing 22 (1), while the user is exercising, an acceleration sensor 11 derives a pulse number 463 with body sensing equipment 301. As the output wave from the pulse sensor SR is shown in drawing 22 (2), a noise component 464 is mixed. The movement judging circuit 17 is in the condition that the pulse-like output 463 of an acceleration sensor 11 is obtained, and includes a noise rejection means to remove the noise component 464 contained in the output of the pulse wave sensor SR. In this way, by removing the noise component 464 contained in the output of the pulse wave sensor SR, a smooth pulse wave signal can be acquired like the pulse wave output wave of the resting period of drawing 21 at the time of movement of a user. It becomes as [ ask / by this, / for it / it / a pulse is calculated correctly and ].

[0074] Drawing 23 is the block diagram showing the configuration of the whole terminal voltage 401 of the body condition of other gestalten of operation of this invention. The gestalt of this operation is similar to the gestalt of the above-mentioned operation, and gives the same reference mark to a corresponding part. it should observe -- with the gestalt of this operation, the above-mentioned transmitting means 22 and above-mentioned receiver 362 in a gestalt of operation of drawing 1 - drawing 22 are omitted, the whole configuration is attached in a belt 309 in one, and, moreover, a configuration is miniaturized. Having each required circuit and required display 18 which were already explained in the above-mentioned body sensing equipment 301, it becomes unnecessary, the situation of movement and the information on the evaluation are displayed, and a communication circuit has the advantage to which user (wearer) confidence can check it. As for the acquired information, it is possible to also make the external instrument which a regenerative circuit 20 is reproduced later on and a third person etc. is made to check memorize. A control circuit 26 acts on each circuit in body side equipment 1, generates control signals P261, P262, P263, P264, and P265, and adjusts the cooperation actuation between the timing of each circuit of operation, or each circuit.

[0075] An example of the gestalt of operation of the body sensing equipment 301 of this invention is described. The principal part is a form similar to a wrist watch, and a wrist is equipped with it with an arm volume band. A movement sensor and its circuit of operation are built in the interior at least. To the direction of the proper of a movement measuring device, even if there are few movement sensors, they measure the acceleration and angular velocity of one direction, respectively. The direction of the acceleration  $G_x$  measured is a direction which corresponds in the bodily vertical direction (namely, the X-axis is set as the direction of a vertical, and this), when a wearer stands and an arm is automatically lowered to a body side. Moreover, the output of angular-velocity  $\omega_{gax}$  measured is equivalent to the hand of cut where the wrist of the circumference of the lateral axis (Z-axis) of the body when shaking an arm in parallel with a body side face is natural. The measured acceleration  $G_x$  and the output of angular-velocity  $\omega_{gax}$  are processed variously, and it is used for discernment of movement, or count of consumption energy. A user may observe those last information immediately with the equipment of a wrist, and a wireless transfer is carried out at the computer which had an operation or before or intermediate data fixed. Or the data of the part on the 1st are gathered, for example, and it transmits with a cable, and may be made to carry out visualization and record of the last information by the operation by the side of a locking device. The gyroscope sensor 12 can be constituted so that the angular velocity  $\omega_{gax}$  of the circumference of the X-axis or a Y-axis or  $\omega_{gay}$  may be detected further.

[0076] The main descriptions of this invention are not in the configuration or functional assignment of a body side device or an external instrument, but it is in the algorithm for acquiring required information from acceleration  $G_x$  or angular-velocity  $\omega_{gax}$ . The outline is described below and the flow chart which shows actuation of the gestalt of operation of this invention further explains to a detail.

[0077] In addition, acceleration  $G_x$  and angular-velocity  $\omega_{gax}$  use the data which sampled measured value by 10-100Hz (for example, 20 or 50Hz). Moreover, as an amount which shows acceleration  $G_x$  and the magnitude of angular-velocity  $\omega_{gax}$ , the sum or the square sum of an absolute value of the sampled data is used. [ of the predetermined number ]

[0078] (1) Discernment of action of the body : if a certain amount of periodicity is looked at by acceleration  $G_x$  and the sampling data of angular-velocity  $\omega_{gax}$ , it will be a walk or transit, and if periodicity is not accepted, judge that they are other movements. Furthermore, a walk and transit are distinguishable by the difference of acceleration  $G_x$  being seen notably. Those actions divide reinforcement into several steps further with the amount which shows acceleration  $G_x$  or the magnitude of angular-velocity  $\omega_{gax}$ . Moreover, in a walk or



transit, the number of steps is countable from the periodicity of data.

[0079] (2) short-time consumption energy: -- the conventional extensive research -- criteria [ male / 20-29-year-old ] -- carrying out -- every gestalt of various actions -- a unit pile -- (-- the consumption energy of per kg) is given as "a multiplier according to action" as shown in Table 1 (it calls at the Japan Amateur Sports Association sports science committee). About the test subject (user) from whom age and sex furthermore differ, the correction factor is given, as shown in Table 1 (based on the 4th amendment "Japanese recommended dietary allowance"). Consumption energy is calculable if the class of action which is performing consumption energy (basal metabolism is included) is decided by these.

[0080]

[Table 1]

行動別係数 (単位: kcal/kg/分)

座位行動		立位行動		歩行	
食事	0.0269	散歩	0.0464	60m/min	0.0534
デスクワーク	0.0304	歩行・普通	0.057	70m/min	0.0623
自動車運転	0.0287	階段・昇り	0.1349	80m/min	0.0747
休息・談話	0.0233	階段・降り	0.0658	90m/min	0.0906
裁縫	0.0287	炊事	0.0481	100m/min	0.1083
趣味・娯楽	0.0287	掃除機使用	0.0499		
教養	0.0233	洗濯機使用	0.041		
アイロン掛け	0.0464	洗濯物干す	0.0587		
運動種目		自転車		ジョギング	
卓球練習	0.149	普通	0.0658	軽い	0.1384
リズム体操	0.1472	平地10km/hr	0.08	強め	0.1561
体操・軽い	0.0552	登坂10km/hr	0.1472		
体操・強め	0.0906	降坂	0.0269		

[0081]

[Table 2]

年齢・性別による補正係数

年齢	男	女	年齢	男	女
10	1.542	1.471	20~29	1	0.971
11	1.454	1.371	30~39	0.954	0.917
12	1.375	1.288	40~49	0.925	0.879
13	1.288	1.213	50~59	0.917	0.863
14	1.217	1.142	60~64	0.908	0.858
15	1.158	1.079	65~69	0.9	0.863
16	1.125	1.038	70~74	0.896	0.863
17	1.096	1.008	75~79	0.875	0.871
18	1.071	1.004	80~	0.867	0.867
19	1.05	0.999			

[0082] (3) Consumption energy of long duration : what is necessary is just to integrate with the consumption energy of the short time which changes in time. Or a movement sensor may be operated not always but intermittently, and the class and reinforcement of action which were identified from working data may integrate the consumption energy calculated as what is maintained during the intermittent-control-action spacing period which is several minutes - about ten minutes.

[0083] Actuation of the flow chart of a part with which drawing 24 performs the flow chart of measurement actuation of an example of the gestalt of operation of the movement measuring device of this invention, and drawing 25 performs energy count of them is shown. In drawing 1, data, such as a step, are inputted into a user's age, sex, weight, and a pan on a stage 1 according to the purpose. If a power source is turned on on a stage 2, a movement sensor and a measuring circuit will start actuation, and on a stage 3, much  $G_x$ (es) and omegaz are measured to predetermined timing. On a stage 4, omegaz is sampled by 20Hz and frequency analysis (based on Shorttime DFT) which scrutinizes whether there is any frequency of 4Hz or less at intervals of 0.1Hz is performed. Data are updated every 2 seconds. The frequency of a walk is about 0.5-1.8Hz.

Moreover, on a stage 5, the ratio of the average  $a$  of  $G_x$  data in a period and peak value  $b$  is calculated. [0084] Periodicity is judged on a stage 6. Periodicity is not accepted, or when it is  $b/a < 7$ , it shifts to the branching A point of drawing 2 as having no periodicity, and energy count of non-periodic motion is performed. Periodicity is clear, and it will be identified, if walk or transit is performed on the stage 7 when it is  $b/a \geq 7$ . Twice  $\times 2$  seconds of the peak frequency of omegaz are counted as the number of steps for 2 seconds on a stage 8 (it is the value judged that the value of  $b/a = 7$  used in addition for the boundary of decision is almost the optimal in this time which is chosen experimentally and used the sum of an absolute value for data in this case). On a stage 9, the number of steps is displayed (it is 2-second delay) (for example, a maximum of 24 hours), and part storage preservation of the change (for example, addition of every 15 minutes and 1 day by day the number of steps value) on several is carried out (data may be transmitted to an external computer). And it shifts to the start point B of the flow of energy count of transit and a walk further.

[0085] In drawing 25, it judges that they are actions other than a walk or transit, aperiodic action is classified according to the following formula on a stage 12 using the square sum (or sum of an absolute value) of the data for [ it sampled by 20Hz of  $G_x$  ] 2 seconds, and an action multiplier is decided like illustration on a stage 11. That is, if it becomes  $G_x < 2$ , it will be desk work (seating position) and  $2 < G_x < 6$ , it is light work and  $6 < G_x < 16$  (housekeeping in a standing position etc.) and it is light movement (sport) and  $16 < G_x$ , it is regarded as intense movement (sport). The body is carried out to movement classified, respectively, and a predetermined action multiplier is applied. In addition, although the numeric value showing the magnitude of  $G_x$  used here or omegaz is an output voltage value of the measuring circuit used in the gestalt of this operation and there is-like proportionally relation between acceleration, angular velocity, or those absolute values (or square sum), it refuses that it is not a value with those dynamic units.

[0086] On a stage 13, consumption energy is calculated by the degree type.

consumption -- energy -- [-- kcal --] -- = -- action -- an exception -- a multiplier -- [-- kcal/kg/min --] --  $\times$  -- weight -- [-- kg --] --  $\times$  -- time amount -- [-- a part --] --  $\times$  -- a correction factor -- and -- a stage -- 14 -- \*\*\*\* -- consumption -- energy -- a value -- a display -- preservation -- being required -- if -- an external computer -- data (the data before count are sufficient) -- wireless -- a transfer -- carrying out -- carrying out -- having . Probably, it will be appropriate to a consumption energy value to display the value for for [ every ] 15 minutes or the value of 1 day by day. If data processing is completed, return and the next kinematic analysis will be carried out to C point of the stage 4 of drawing 1 from a terminal point C.

[0087] From a B point, in transit and a walk, on a stage 15, the classification is performed further, and it determines an action multiplier, respectively. That is, using the square sum (or sum of an absolute value) of  $G_x$  and omegaz, if it is  $G_x < 8$  and omegaz  $< 2.8$ , it is walk 1 and  $2.8 < \text{omegaz} < 5$ , it is walk 2 and  $5 < \text{omegaz} < 7.2$ , it is walk 3 and  $7.2 < \text{omegaz}$ , it is walk 4 and  $8 < G_x < 16$ , it is transit 1 and  $G_x < 16$  and it is transit 1 and  $16 < G_x$ , it considers as transit 2. On a stage 16, consumption energy is calculated by the formula as stated above using an action multiplier. The flow which came out of D point is sent to the stage 14 of drawing 2  $R > 2$ , and performs a display and maintenance of data.

[0088] Hereafter, the validity and practicality of a view of this invention are verified using drawing 26 which shows the experimental result using the algorithm of this invention - drawing 34.

[0089] The graph and drawing 27 showing the relation of the sum of  $G_x$  of movement and the absolute value of omegaz by which drawing 26 was judged to be those of a test subject P with periodicity are a graph showing the relation of the sum of the absolute value of  $G_x$  and omegaz in movement judged to be the non-periodicity which the same test subject performed. From now on, the reinforcement of transit and strong movement is  $G_x$  and it will turn out that it can classify according to on-the-strength omegaz of a walk and other movements.

[0090] Drawing 28 is a graph showing the relation of the rate of a walk and transit, and the sum of the absolute

value of  $\omega$  in five test subjects P, Q, R, S, and T. The rate of a walk is proportional to  $\omega$  well, and it turns out that walking speed (reinforcement) can be presumed by  $\omega$ . On the other hand, a travel speed is difficult to presume in  $\omega$ . It is considered to be the reason at the time of transit to bend an elbow.

[0091] Drawing 29 is a graph showing the relation of the rate of a walk of the same test subject and transit, and the sum of the absolute value of  $G_x$ . A travel speed is understood that it can presume by  $G_x$ .

[0092] Drawing 30 is a graph with which distribution of  $G_x$  when carrying out walk and transit at the rate specified mostly and the sum of  $\omega$  absolute value is expressed to a test subject P. The data of the same rate are collected well, it is the magnitude of  $G_x$  about transit and it is shown that a walk can fully be classified according to the level of  $G_x$  and the magnitude of  $\omega$ .

[0093] Although drawing 31 is the graph of the same data extracted about the test subject R,  $\omega$  has solidified more smallish in this case and it has not succeeded in the classification of walking speed. When a test subject's R action was observed, the peculiarity of turning a palm ahead occurs at the time of a walk, the sense of the sensor of the equipment of a wrist changed, and it turned out that right  $\omega$  is not measured. This cure can be amended, if for example, a movement measuring device is shifted a little and it equips with it around a wrist. Although there are other approaches, it mentions later. On the other hand, trouble is not looked at by the classification of the travel speed by  $G_x$ .

[0094] Drawing 32 is a graph which shows the result of having identified movement for one day of a test subject P every 15 minutes. A user's behavioral analysis becomes possible by this invention, and it is shown that usefulness is high.

[0095] Drawing 33 is a graph over one day of a test subject P which shows fluctuation of the consumption energy in every 15 minutes. In order that this may also grasp a user's energy consumer expenditure income pattern or total consumption energy, it is shown that this invention is useful.

[0096] Drawing 34 is the graph which showed fluctuation of the number of steps over one day of a test subject P every 15 minutes. This Fig. can also know a user's behavior pattern, and can combine it with other graphs, data, etc., for example, it can consider as the data on a diagnosis or an improvement of living condition.

[0097] The gestalt of operation of this invention of not being caught by what was described above is natural. For example, the direction of detection of acceleration or angular velocity may also incorporate  $G$  of biaxial or three shafts, or  $\omega$  sensor, although it is one shaft (one direction) and this is the configuration which a movement measuring device can realize by low cost most with both the gestalten of the above-mentioned implementation. In this case, there is a merit whose information for analyzing movement increases. Moreover, it does not depend in the posture or direction of a measuring device, but it becomes possible to compute the absolute maximum and the absolute minimum value of acceleration or angular velocity. Even if a direction to detect by a user's peculiarity like the test subject R of drawing 11 shifts on equipment, for example from the angular-velocity component of a 2-way, maximum (in the case of wrist equipment, it is thought that it happens by rotation of the arm in alignment with a body side) can be calculated, and it can ask for this.

[0098] Moreover, it is independent, or the measurement value which equipped in addition to the wrist (the upper arm, a breast, the waist, foot, etc.), and obtained the movement sensor 30 of body sensing equipment 301 from these is related with the measurement value in a wrist, and more advanced kinematic analysis can also be aimed at. For example, by equipping the leg with an angular-velocity sensor, it is thought that the analysis of movement by the bicycle becomes easy.

[0099] Moreover, the part with which the arm other than a configuration of giving all functions to the equipment with which an arm is equipped equips limits a function as much as possible to sensor relation, forms equipment into small lightweight, and mitigates wearing addition, it divides into equipment, the portable telephone (the thing equipped with a required function), etc. attached to a belt etc. after operation part, and the configuration which displays an analysis result on these or transmits data from these to a host computer may also be. A certain amount of arrangement to a pacemaker user is also possible by carrying out like this.

[0100] Moreover, the detection function in the case of being special can be given besides a calculation function as stated above, and it can contribute to a user's insurance. for example, acceleration and angular velocity -- predetermined time -- when it is found whether the user fainted when operating by the loose frequency which is not usually considered when not detected most, thru/or a user falls over, a movement sensor produces an unusual wave-like (for example, shocking wave) output temporarily -- I will come out. moreover -- striking equipment violently or shaking, when a user asks for urgent assistance \*\*\*\* -- etc. -- it carries out and a signal

can be sent. In that case, it is desirable for movement detection equipment to send an emergency signal by pronunciation or wireless. It is possible to send a rescue signal via a device with wireless functions, such as a portable telephone which the loudspeaker attached to a device is used in pronunciation, and an electric wave is sent to a direct external instrument in the case of wireless, or is possessed. When equipment detects the outlying observation of acceleration or angular velocity, it interrupts and the priority processing of the rescue signal generation function is carried out to the usual processing root as shown by drawing 24 and drawing 25.

[0101] Drawing 35 is the perspective view showing the configuration of the angular-velocity sensor 12. This angular-velocity sensor 12 is a biaxial gyroscope sensor. The electrostrictive ceramics (PZT) 472 in which the detection electrode which serves as the drive electrode quadrisectioned into one side of the metal disk 471 as a basic configuration of this sensor section was formed is joined, and the spherical weight 473 is joined to the opposite side. The metal disk 471 is adding an electrical signal to the drive electrode formed on PZT472, and vibrates perpendicularly to the front face. When angular velocity is perpendicularly applied to vibration, the generated Coriolis force deflects a weight 473 and a disk 471 is distorted. Biaxial Z, angular-velocity [ of X ]  $\omega_z$ , and  $\omega_x$  are detectable to coincidence by one sensor among the detection electrode quadrisectioned at this time with two pairs of detection electrodes which carry out phase opposite.

[0102] Drawing 36 is the block diagram showing the electric configuration of the angular-velocity sensor 12. With the gestalt of this operation, a drive and detection are made to serve a double purpose with a quadrisection electrode. As shown in drawing 36, the quadrisection electrode used for a drive is connected with the transmitter through resistance at the feedback amplifier section. X1 in drawing and X2 (Z1, Z2) electrode are connected to a differential amplifying circuit 478,479 through the feedback amplifying circuits 474-477. Full wave rectification of the signal is carried out by the synchronous-detection circuit 481,482, and by covering a low-pass filter (LPF) 484,485, the signal by which full wave rectification was carried out serves as a direct current, is amplified by the direct-current amplifying circuit 486,487, and is sent to an external output terminal. Since driver voltage is controlled by the return signal, a sensor can vibrate to stability with an almost fixed current. AC electrical potential difference of driver voltage 1.5 V<sub>pp</sub> which made it generate by the drive circuit is impressed between the drive electrode formed in the PZT disk, and the reference electrode formed so that it might connect with a metal disk electrically at the rear face of a PZT disk. The node in a drive and detection mode is made in agreement. When it calculated by FEM simulation and a prototype was built based on the result, the node circle in detection mode is near 0.55R, and it became clear that there was a gap drive mode and a little. For this reason, it considers as  $\mu$  by silicone rubber, and effect of a gap of a node circle is made small.

[0103] The principle of operation of the angular-velocity sensor 12 is typically shown in drawing 37 (a) and (b). Drawing 37 (a) is in the condition (velocity of vibration:  $V_y$ ) that the sensor is vibrating to Y shaft orientations, and when the angular rate of rotation ( $\omega_z$ ) is given to the circumference of the Z-axis to a sensor in this condition, the Coriolis force ( $F_x$ ) generated by the angular rate of rotation acts on X shaft orientations to a spherical weight. Consequently, the mass of a spherical weight generates the moment to a disk (drawing 37 (b)). The Coriolis force at this time is given by the following formulas (2).

[0104]

$$F_x = 2m \cdot V_y \cdot \omega_z \quad (2)$$

m: Mass Like the velocity of vibration of  $V_y$ : Y shaft orientations, when the angular rate of rotation  $\omega_x$  is given to the circumference of the X-axis, the generated Coriolis force ( $F_z$ ) acts on Z shaft orientations to a spherical weight. Consequently, the mass of a spherical weight generates the moment in a disk. The Coriolis force at this time is also given by the following formulas (3).

[0105]

$$F_z = 2m \cdot V_y \cdot \omega_x \quad (3)$$

The angular rate of rotation  $\omega_x$  and  $\omega_z$  are determined by  $V_y$ , m, known  $F_z$ , and known  $F_x$  by the above. In fact, the angular rate of rotation acts on the spherical weight joined to the core of a metal disk, and is measured by detecting change of the amount of distortion of a disk by PZT472. Moreover, in the case of an oscillating gyroscope, it is important to make effect of external force, such as acceleration, as small as possible. Therefore, \*\* supporting structure is made into  $\mu$  by silicone adhesives etc., and it suppresses that the external force of a high frequency component transmits to the sensor section as much as possible. \*\* thickening the metal disk 471, and it being light as much as possible in the weight of the \*\* weight 473, and

bringing a center of gravity close to the metal disk 471 as much as possible -- Qm of vibrator -- high -- carrying out -- the vibration at the time of resonance -- make it high that it is only strange, make the power of test of Coriolis force high, and make effect of external force, such as acceleration, small conversely.

[0106] Drawing 38 is drawing for explaining the charge distribution and distortion in the drive mode in the angular-velocity sensor 12, and detection mode. As shown in drawing 38 (b), when the force of X shaft orientations joins a spherical weight, according to the direction of actuation of the spherical weight, a charge is generated on PZT and the sense and amount can be determined by detecting the generated amount of charges. Since the net charge generated with drive mode and detection mode is detected as an external output signal in fact, a differential amplifying circuit 478,479 detects only the signal about the Coriolis force which is the signal in the detection mode which is a required signal, and cancels an unnecessary signal. It is the same as shown in the mimetic diagram which shows drawing 38 (c) also in the Z-axis.

[0107] The gestalt of the next operation is possible for this invention.

(1) They are the belt twisted around some bodies of (a) people or an animal, and the sensor arranged inside the (b) belt. A sensor The sensor which has the photo detector which outputs the detecting signal which receives the scattered light by the body tissue of the light from the light emitting device which generates light towards the body tissue of a man or an animal, and a light emitting device, and expresses the reinforcement of the scattered light, (c) It is health condition detection equipment characterized by including a judgment means to be formed in a belt, and to judge and choose a pulse wave among the detecting signals from each photo detector, and a transmitting means to transmit the detecting signal of the pulse wave which was prepared in the (d) belt and chosen by the judgment means by the electromagnetic wave.

[0108] (2) It is (a) health condition detection equipment, and they are the belt twisted around some bodies of a man or an animal, and two or more sensors which open spacing in the hoop direction of a belt and are arranged. Each sensor The sensor which has the photo detector which outputs the detecting signal which receives the scattered light by the body tissue of the light from the light emitting device which generates light towards the body tissue of a man or an animal, and a light emitting device, and expresses the reinforcement of the scattered light, The detecting signal which is prepared in a belt and contains outpatient department light among the detecting signals from each photo detector, A judgment means to judge and choose the detecting signal which does not contain outpatient department light, and a transmitting means to transmit the detecting signal which does not contain the outpatient department light which was prepared in the belt and chosen by the judgment means by the electromagnetic wave are included. A sensor as a light emitting device It has the red photoluminescence component which emits light in red light, and the infrared light light emitting device which emits light in infrared light. A photo detector The health condition detection equipment which receives the scattered light by the red photoluminescence component and the infrared light light emitting device in common, (b) While answering the output of a receiving means to be a processor and to receive the electromagnetic wave from a transmitting means, and a receiving means, calculating the level of the detecting signal of the photo detector by red light and infrared light and calculating the saturation of oxygen of arterial blood It is health house keeping equipment characterized by having a processor including an operation means to calculate the level of the detecting signal of the photo detector by red light or infrared light, and to calculate a pulse, and a display means to answer the output of an operation means and to display the saturation of oxygen and the pulse of arterial blood.

[0109] If this invention is followed, the light emitting device 314,315 of health condition detection equipment 1 generates red light and infrared light, respectively, and by the single common photo detector 316, the scattered light can be received, the detecting signal from the photo detector obtained in this way can be transmitted by the electromagnetic wave, the receiving means 364 of a processor 302 can receive, and it can calculate and ask for the saturation of oxygen of arterial blood. Furthermore, a pulse can be calculated using the detecting signal of the photo detector by red light or infrared light. In this way, the saturation of oxygen and the pulse of arterial blood can be displayed on the display means 367, and the health condition of a man or an animal can be supervised.

[0110] (3) It is (a) health condition detection equipment, and they are the belt twisted around some bodies of a man or an animal, and two or more sensors which open spacing in the hoop direction of a belt and are arranged. Each sensor The sensor which has the photo detector which outputs the detecting signal which receives the scattered light by the body tissue of the light from the light emitting device which generates light towards the

body tissue of a man or an animal, and a light emitting device, and expresses the reinforcement of the scattered light, The detecting signal which is prepared in a belt and contains outpatient department light among the detecting signals from each photo detector, A judgment means to judge and choose the detecting signal which does not contain outpatient department light, and the detecting signal which does not contain the outpatient department light which was prepared in the belt and chosen by the judgment means, Health condition detection equipment including a transmitting means to transmit the discernment data which identify the sensor by which the detecting signal which does not contain the outpatient department light was outputted by the electromagnetic wave, (b) When it is a processor and a receiving means to receive the electromagnetic wave from a transmitting means, and the time interval from which discernment data change are under the time amount defined beforehand, it is health house keeping equipment characterized by having a processor including an operation means to output an alarm signal.

[0111] With the detecting signal from two or more sensors attached in the hoop direction of a belt when following this invention, discernment data are transmitted, in a processor 2, the time interval from which this discernment data changes is under the time amount defined beforehand, it is judged as what has the body motion of the person by whom health condition detection equipment 1 was carried, or an animal intense if that change is frequent, and an alarm signal is generated. In this way, it becomes certain to check the existence of the abnormalities of the health condition of a man or an animal. It is equivalent to the count of change of the discernment data for example, within fixed time amount exceeding the count appointed beforehand that the time interval from which discernment data change is under the time amount defined beforehand, for example, when change of the discernment data which exceed 10 times among 10sec(s) arises, it outputs an alarm signal.

[0112] As a light emitting device of each of said sensor, it has the red photoluminescence component which emits light in red light, and the infrared light light emitting device which emits light in infrared light. (4) A photo detector The scattered light by the red photoluminescence component and the infrared light light emitting device is received in common. An operation means While calculating the level of the detecting signal of the photo detector by red light and infrared light and calculating the saturation of oxygen of arterial blood The 1st which calculates the level of the detecting signal of the photo detector by red light or infrared light, and calculates a pulse, and the saturation of oxygen of arterial blood defines beforehand is out of range, or also when [ which a pulse defines beforehand / 2nd ] out of range, it is characterized by outputting an alarm signal.

[0113] In order to attain the above-mentioned purpose, the body actuation sensing equipment of this invention is equipped with the following description.

[0114] (5) The movement sensor which can measure the acceleration of one direction, and the surrounding angular rate of rotation of the shaft of 1 Tsu, The body side equipment with which the predetermined part of the body is equipped including a measuring circuit means by which predetermined carries out period measurement of the acceleration of said one direction, and the surrounding angular rate of rotation of one shaft, by this movement sensor, An arithmetic circuit means to perform a predetermined operation to the acceleration output and angular-velocity output of this measuring circuit means, respectively, Have a judgment circuit means to judge the class and reinforcement of body movement in said predetermined period with the combination of the acceleration output and angular-velocity output to which said predetermined operation was performed, and said display means to display the class and the reinforcement, or its evaluation result of judged body movement.

[0115] Since the acceleration of one direction and the angular rate of rotation of one direction are detected, a predetermined operation is added to them and movement is judged or evaluated, it is a simple configuration and body side equipment is miniaturized by the minimum sensor and the minimum measuring circuit, and the body actuation sensing equipment of this invention can also give allowances to the power source, and has effectiveness with the fundamental communication tool which is easy to deal with it.

[0116] (6) Be built in the body side equipment with which the predetermined part of the body is equipped with all of said movement sensor, said measuring circuit means, said arithmetic circuit means, said judgment circuit means, and said display means. It is effective in the ability of the user who can carry out direct reading of a judgment result of operation or the evaluation result with body side equipment to control oneself health easily.

[0117] (7) Said movement sensor, said measuring circuit means, and said arithmetic circuit means, It is built in the body side equipment with which the predetermined part of the body is equipped with said movement sensor and said measuring circuit means at least among said judgment circuit means and said display means. Other means are built in the external device with which said body is not equipped, and said body side equipment

should have been equipped with the transmitting means of middle data, and said external device should be equipped with the receiving means of said middle data. Since a judgment result of operation and an evaluation result are displayed on an external device side by the data transmission from body side equipment, by it, the condition of two or more users (patient) by the medical institution side can be observed and managed. Moreover, it is effective in the ability to receive the message from a user and perform corresponding processing.

[0118] (8) The angular velocity of one direction where the body is the acceleration of the vertical direction mostly, and said movement sensor detects the acceleration of one direction which said movement sensor detects should be the angular velocity to rotation within the flat surface of the body which contains the direction of a vertical, and a cross direction mostly. It is effective in the need and sufficient information according to the purpose being acquired with the small detection important point prime factor by specifying the detection direction about the body of the rectilinear motion of body side equipment, and rotation. Moreover, since the both sides of an important walk, transit movement, and movement of an upper extremity are especially detectable, presumption of consumption energy and evaluation of rehabilitation are attained, for example.

[0119] (9) Said body side equipment is a device with which an arm is equipped, in the interior, the angular-velocity sensor section of said movement sensor is contained by the container of a cube type with thin thickness, and is arranged almost in parallel with the largest field of said body side equipment, and the detection hand of cut of said angular-velocity sensor section should be a direction almost parallel to the largest front face of the container of said cube type. the largest field of body side equipment, the largest field of the movement sensor of a thin form, and detection -- since surface of revolution was made almost parallel, there is effectiveness in which a feeling of a wearing burden has realized little body side equipment in the thin form.

[0120] (10) Said body side equipment has a display on the main front faces, and that of the acceleration-sensor section and the angular-velocity sensor section of the unified structure are contained by the container of the cube type of said movement sensor, and the container of said movement sensor is arranged in said body side equipment almost in parallel with said display, and the acceleration detection direction of said movement sensor should be a direction almost parallel to the largest front face of the container of said thin form. Since the acceleration sensor was furthermore united with the angular-velocity sensor and it piled up with the display, there is effectiveness in which it was miniaturized further and legible body side equipment has also realized the display.

[0121] (11) Said predetermined operation should be asking for one [ at least ] distribution of said acceleration output and said angular-velocity output. By asking for distribution of an acceleration output or an angular-velocity output, it is effective in distinction of the class of movement becoming clearer.

[0122] (12) Said predetermined operation is asking for one [ at least ] distribution of said acceleration output and said angular-velocity output, and taking the logarithm further. By furthermore taking the logarithm of a movement measurement value, there is effectiveness it is clear ineffective that distinction of the class of movement does not have a pan.

[0123] In order to attain the above-mentioned purpose, the movement measuring device of this invention is equipped with the following description.

(13) It has the movement sensor which measures the acceleration of at least one direction of the predetermined part of the body, and the angular velocity of at least one direction. Said movement sensor is made to operate to predetermined timing. The acceleration output of said movement sensor, Have a discernment means to classify the class and reinforcement of action of the body using at least three kinds of information on one [ at least ] periodicity \*\* of an angular-velocity output and these outputs, and an operation means to perform a predetermined operation according to the classified action, and output the result of an operation of this operation means. In this invention, the class and reinforcement of action of the body are classified using the acceleration of the predetermined part of the body measured using the movement sensor, angular velocity, and those periodicity, and it is made to perform a predetermined operation to each. With little movement sensor output with a comparatively easy configuration, high presumption of the analysis of movement or the precision of consumption energy is rationally possible, it is suitable for the purposes, such as health care, and the movement measuring device excellent in practicality can be obtained.

[0124] (14) The acceleration of said one direction is the acceleration of some vertical directions of said body, and the angular velocity of said one direction should be the surrounding angular rate of rotation of the lateral



axis of the body. Moreover, by adopting the acceleration of some vertical directions of the body, and the surrounding angular rate of rotation of a lateral axis, the movement measuring device which the class and reinforcement of action can improve the discernment classification of the precision in detection of few movement elements can be offered.

[0125] (15) Said a part of body is a wrist, and said movement sensor, said movement sensor actuation means, and said discernment means should be carried in the equipment of a wrist watch form. Moreover, by using a part of body as a wrist, and making equipment into a wrist watch form, it is small and few movement measuring devices of the load on use can be offered.

[0126] (16) Said operation means should be further carried in the equipment of said wrist watch form. By furthermore having carried said consumption energy calculation means in the equipment of said wrist watch form, a user can do the direct reading check of the situation of action free of confidence, or the result at any time, and can increase the convenience of a movement measuring device.

[0127] (17) Said discernment means should classify the class of action into transit or a walk, and other movements according to the existence of the periodicity of one [ at least ] output of said acceleration output and said angular-velocity output, and should classify the reinforcement of those movements based on the amount related to one [ at least ] magnitude of said acceleration output or said angular-velocity output further. those reinforcement was classified with transit, a walk, and its unexpected movement using the existence of village periodicity with many acceleration outputs or angular-velocity outputs -- in addition, it comes out, and using comparatively little sensor output, a classification is exact and can offer a movement measuring device with a high presumed precision of consumption energy.

[0128] (18) Classify movement of said transit or a walk into transit and a walk according to the amount related to the magnitude of said acceleration output further, classify said transit into two or more reinforcement according to the amount related to the magnitude of said acceleration output further, and classify said walk into two or more reinforcement according to the amount related to the magnitude of said angular-velocity output. Since a classification with transit and a walk and the reinforcement of transit are classified according to the amount relevant to the magnitude of an acceleration output and walk reinforcement was classified according to the amount related to the magnitude of an angular-velocity output, a high presumed precision of the accuracy of a classification of a movement measuring device and consumption energy can be acquired.

[0129] (19) Use the square sum of said acceleration output or said angular-velocity output, or the sum of an absolute value as an amount related to the magnitude of said acceleration output or said angular-velocity output. Since each square sum or the sum of an absolute value was used as an amount related to the magnitude of an acceleration output or said angular-velocity output, data origination can acquire a high presumed precision of the accuracy of a classification of a movement measuring device, and consumption energy easily. Since a signal is generated to the outlying observation of an acceleration output or said angular-velocity output, there is effectiveness which can contribute to a user's rescue.

[0130]

[Effect of the Invention] According to this invention, it becomes possible to supervise by performing body conditions, such as a man and an animal, combining evaluation of movement, and evaluation of biological information for the first time. Since the output of a movement sensor and a pulse wave sensor is transmitted by electromagnetic waves, such as wireless or light, for example according to this invention, according to such a configuration, a motion is not restrained even if it has equipped the body with the movement sensor, the pulse wave sensor, etc. Moreover, unlike pedmeter (trademark), by the movement sensor and the pulse wave sensor, this invention can grasp an actual momentum and biological information can also detect it to coincidence further. By detecting momentum and biological information to coincidence, grasp of whether the user is doing impossible movement is attained, for example, if a pulse is within the limits of normal values even if there is much momentum, it will be satisfactory. detecting momentum and biological information to coincidence -- the abnormalities of the health condition of the body -- more -- exact -- it can grasp -- coming -- for example, a pulse -- normal values -- it is out of range, and when momentum is small, it can detect with what is in a dangerous condition, and an alarm signal can be outputted. When such an alarm signal is generated, it also becomes possible to perform the suitable care to a user etc. Moreover, further, the information on the result of an operation of each of those outputs is periodically transmitted, for example to medical institutions, such as a hospital, and it also becomes possible the output of the movement sensor obtained in this way and the output of



. . . ,  
a pulse wave sensor, and to perform suitable evaluation in a medical institution.

---

[Translation done.]

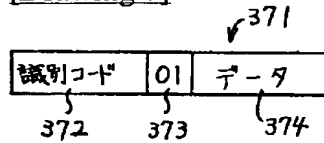
## \* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

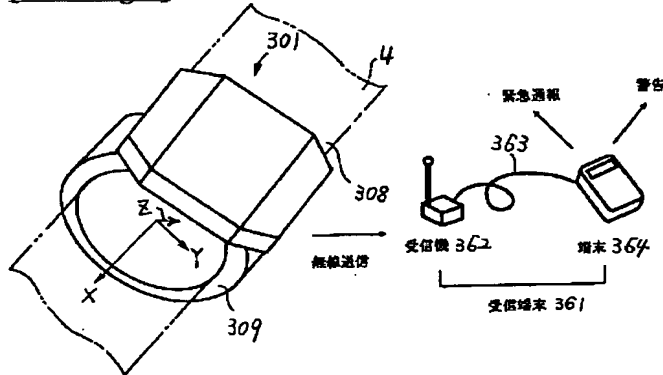
- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.\*\*\*\* shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

## DRAWINGS

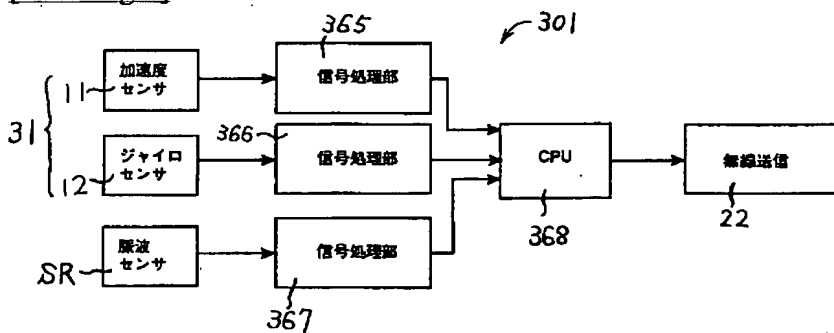
[Drawing 7]



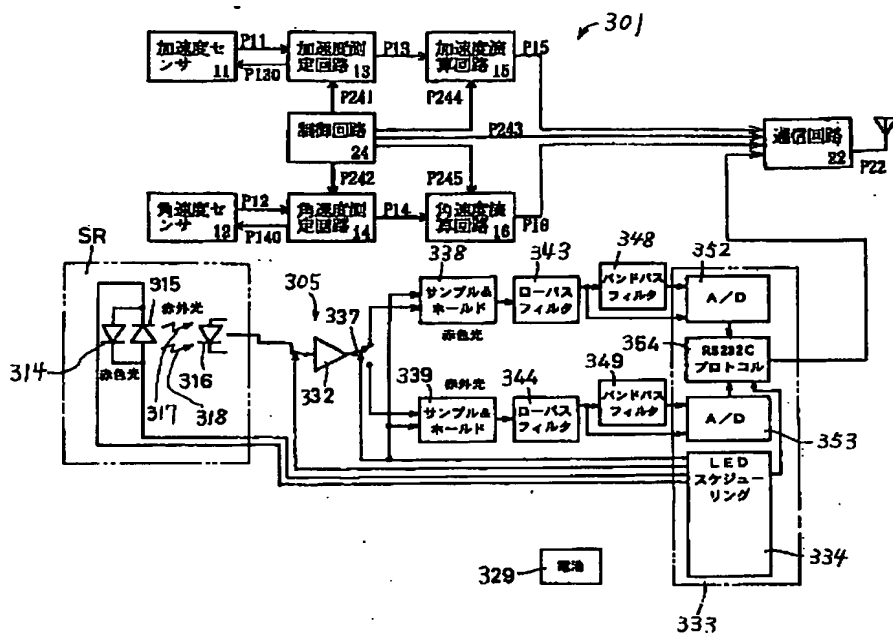
[Drawing 1]



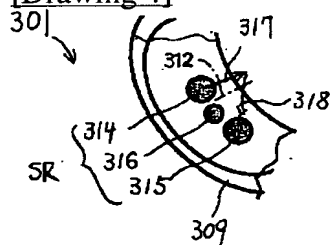
[Drawing 2]



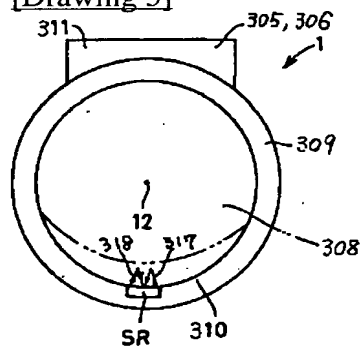
[Drawing 3]



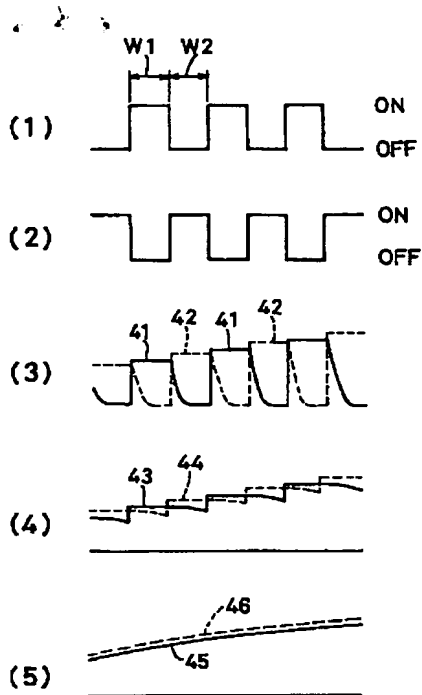
[Drawing 4]



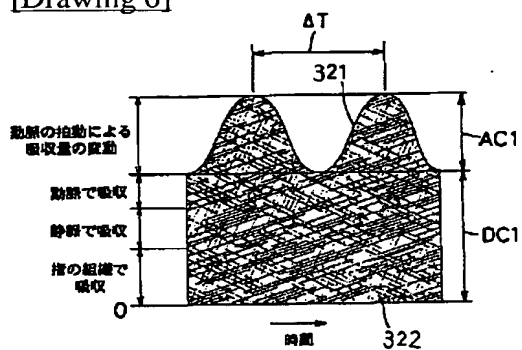
[Drawing 5]



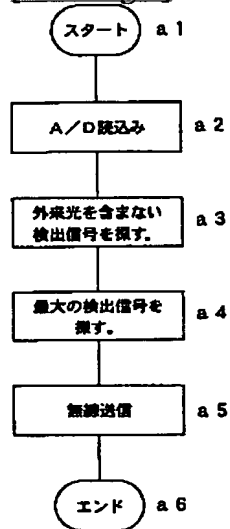
[Drawing 8]



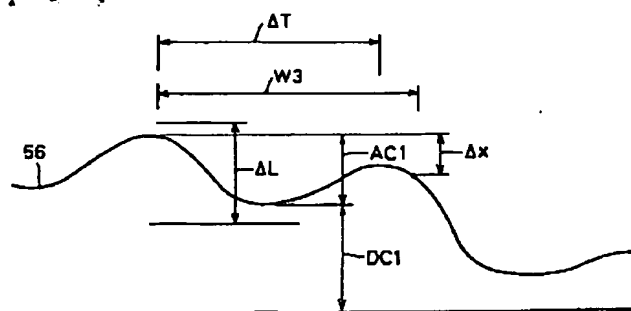
[Drawing 6]



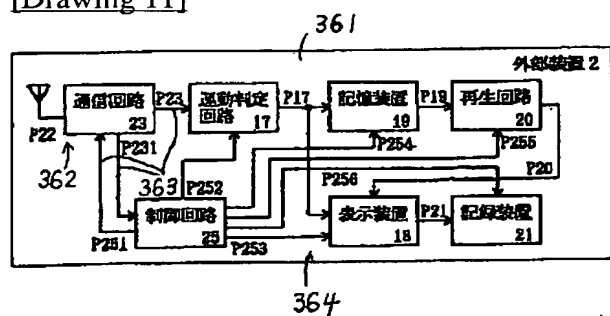
[Drawing 9]



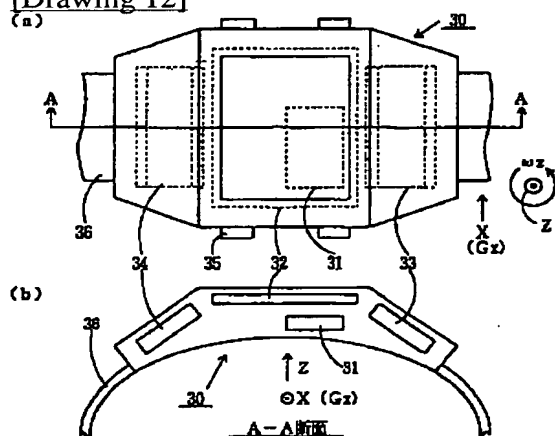
[Drawing 10]



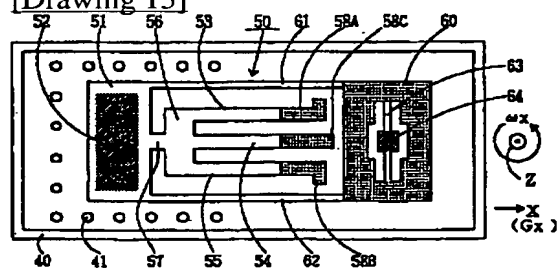
[Drawing 11]



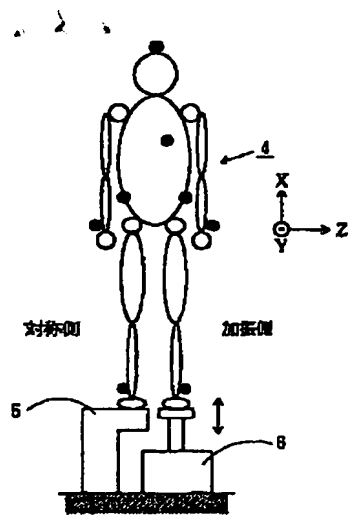
[Drawing 12]



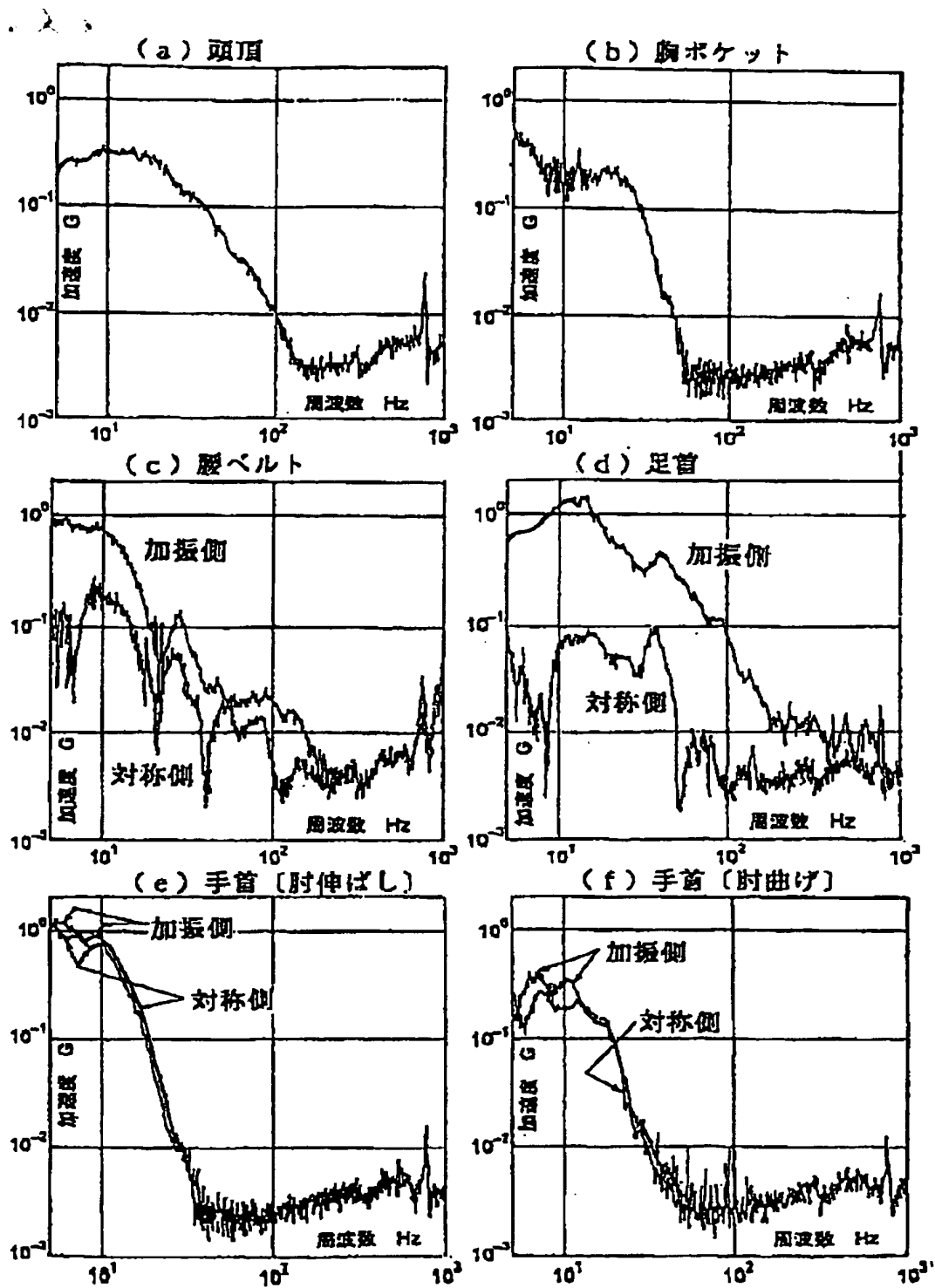
[Drawing 13]



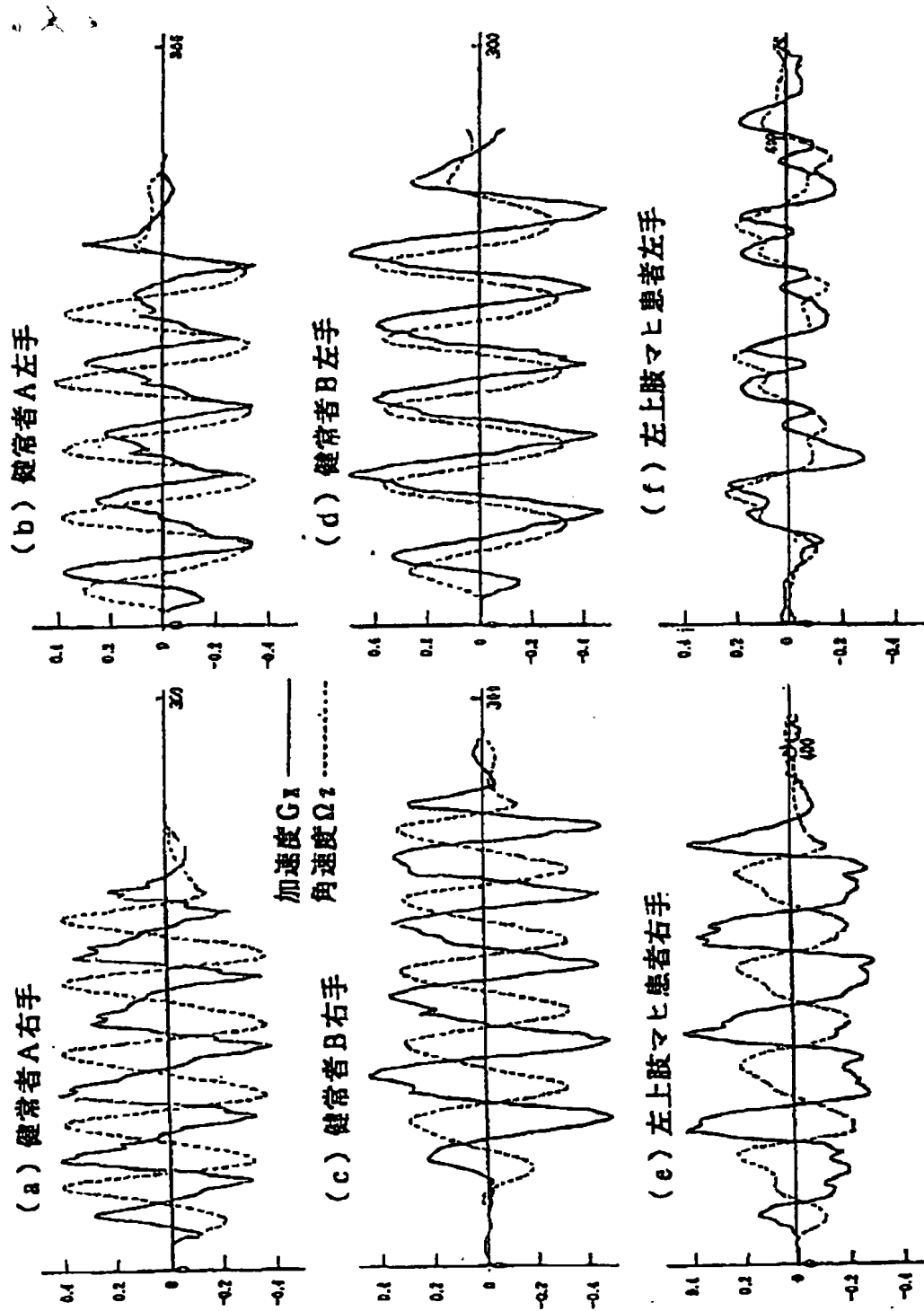
[Drawing 14]



[Drawing 15]

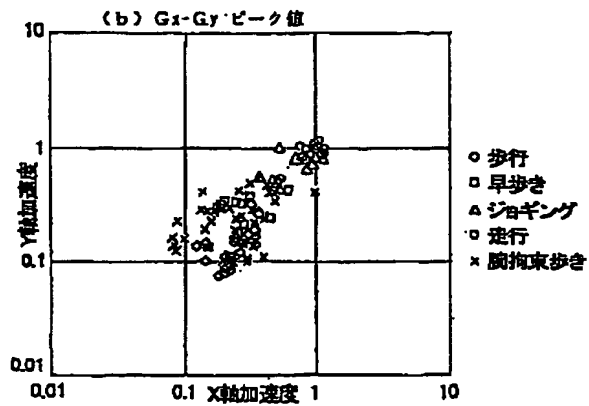
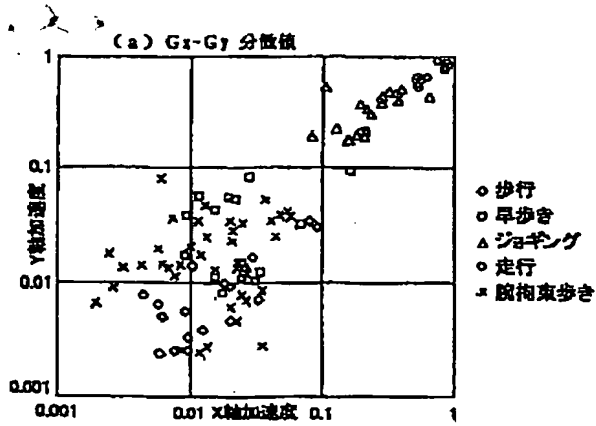


[Drawing 16]

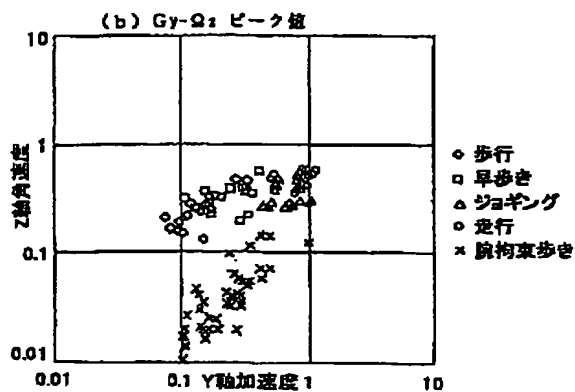
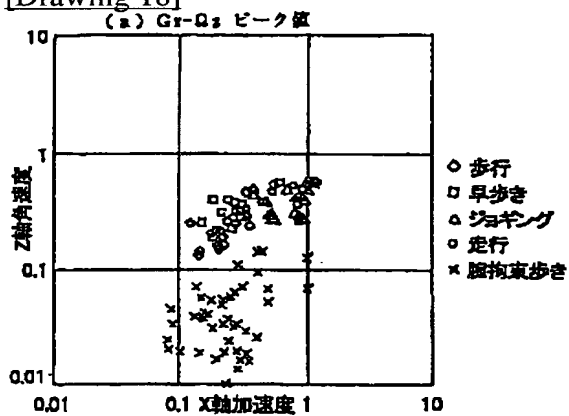


[Drawing 17]

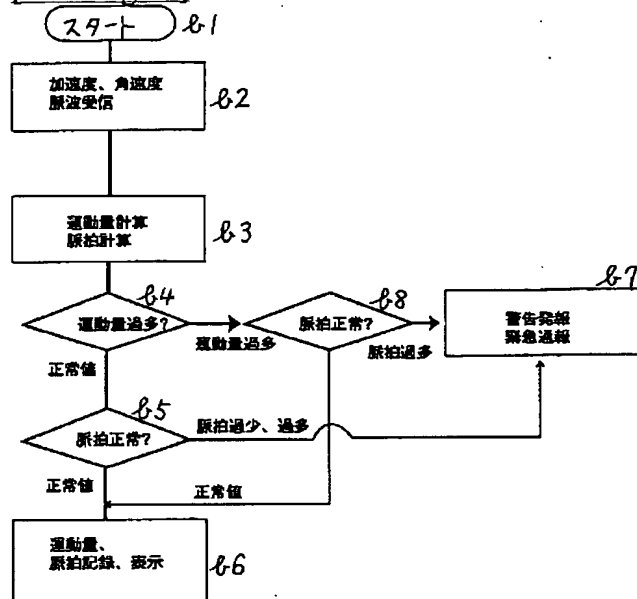




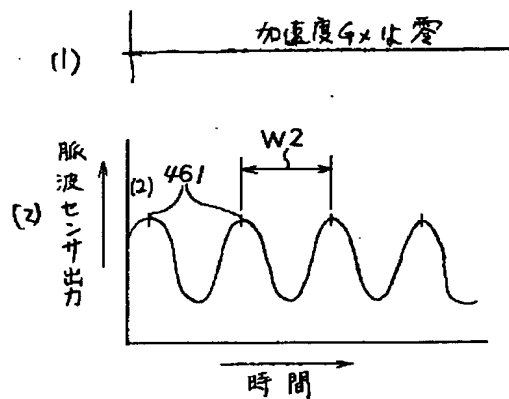
[Drawing 18]



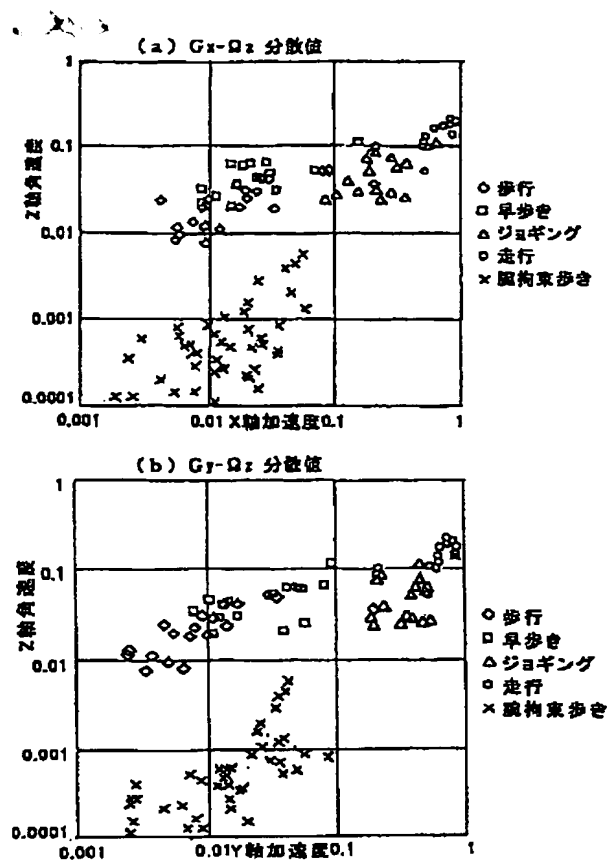
[Drawing 20]



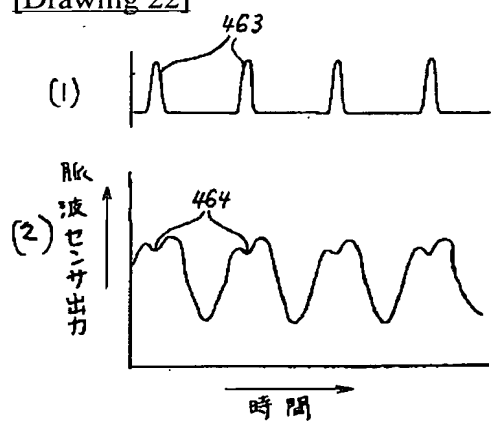
[Drawing 21]



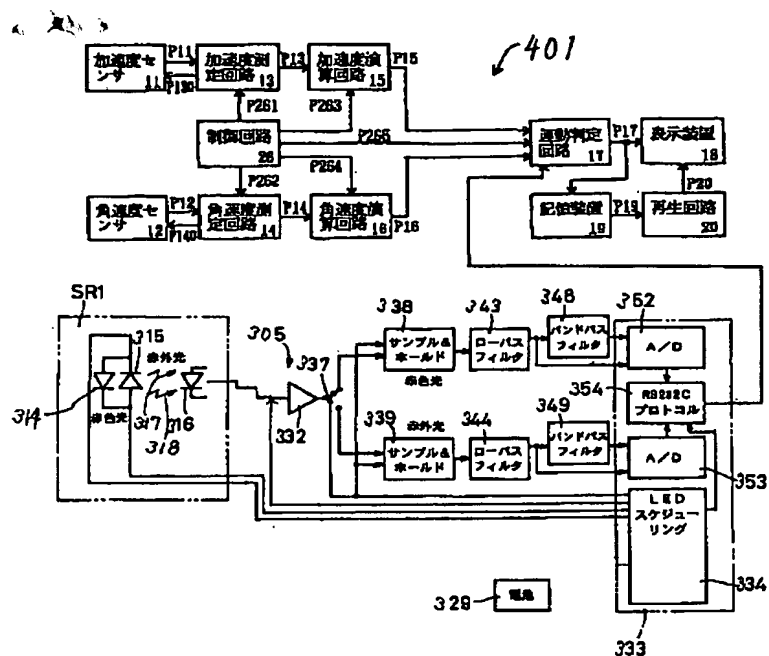
[Drawing 19]



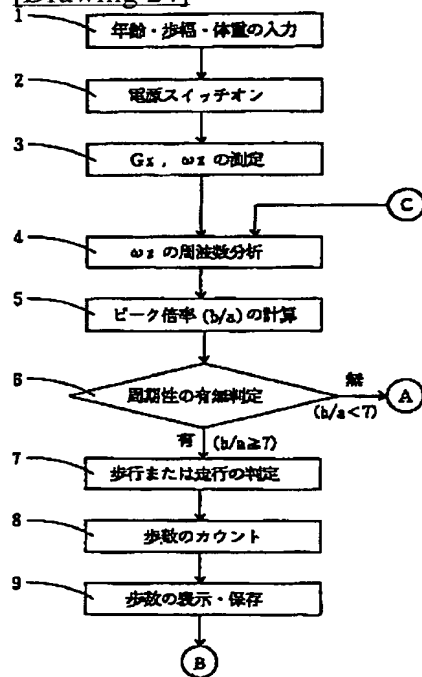
[Drawing 22]



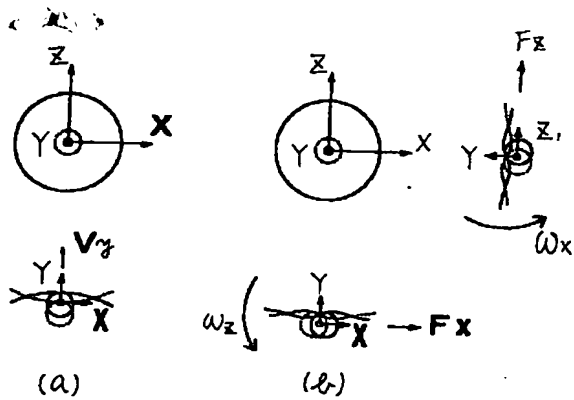
[Drawing 23]



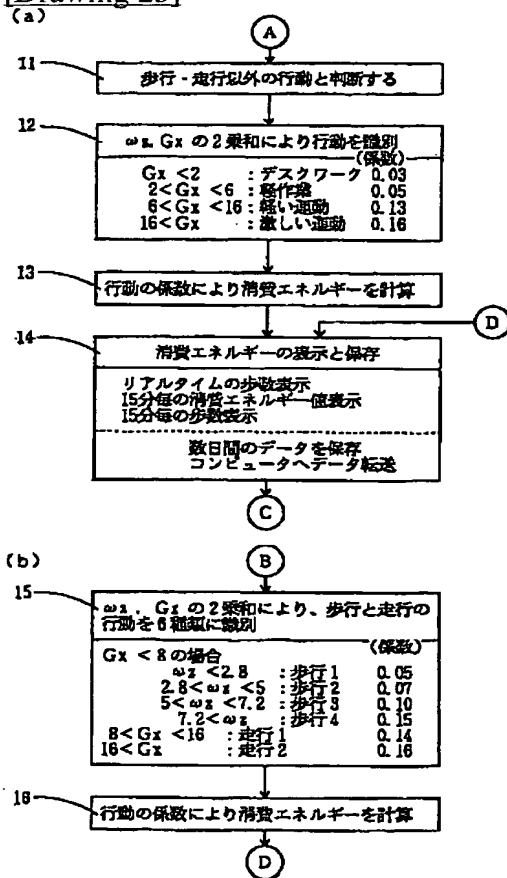
[Drawing 24]



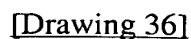
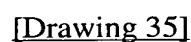
[Drawing 37]

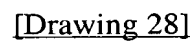


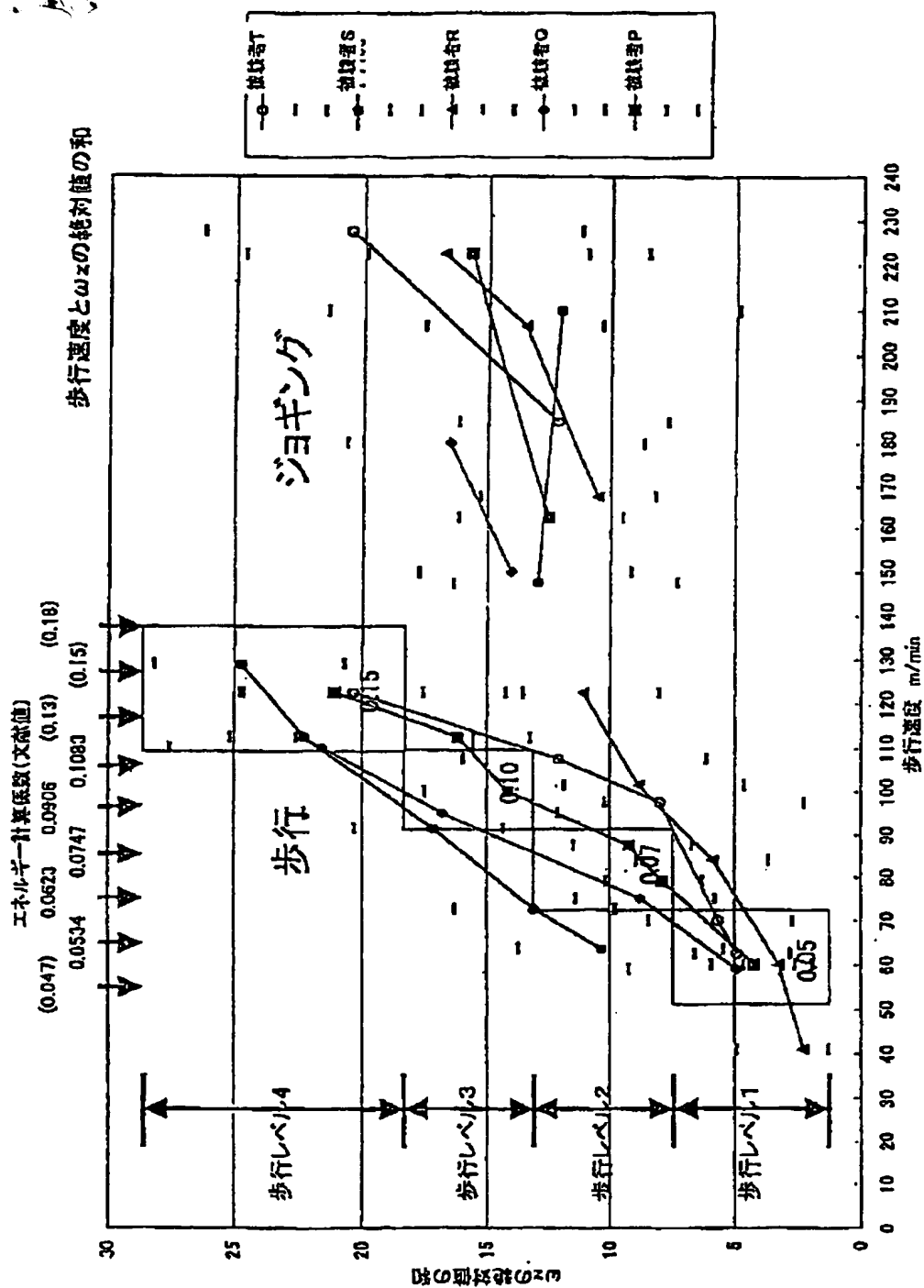
[Drawing 25]



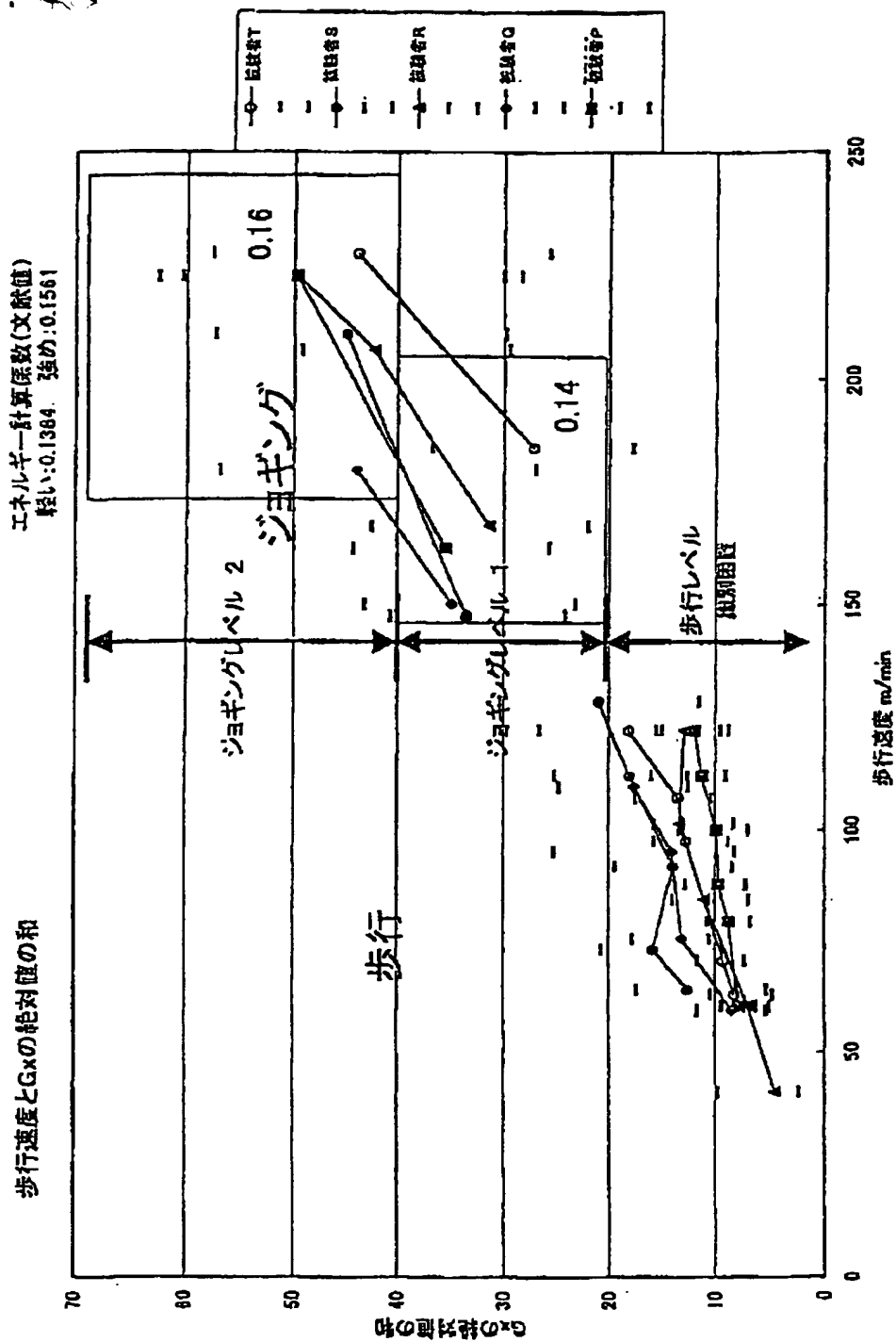
[Drawing 26]



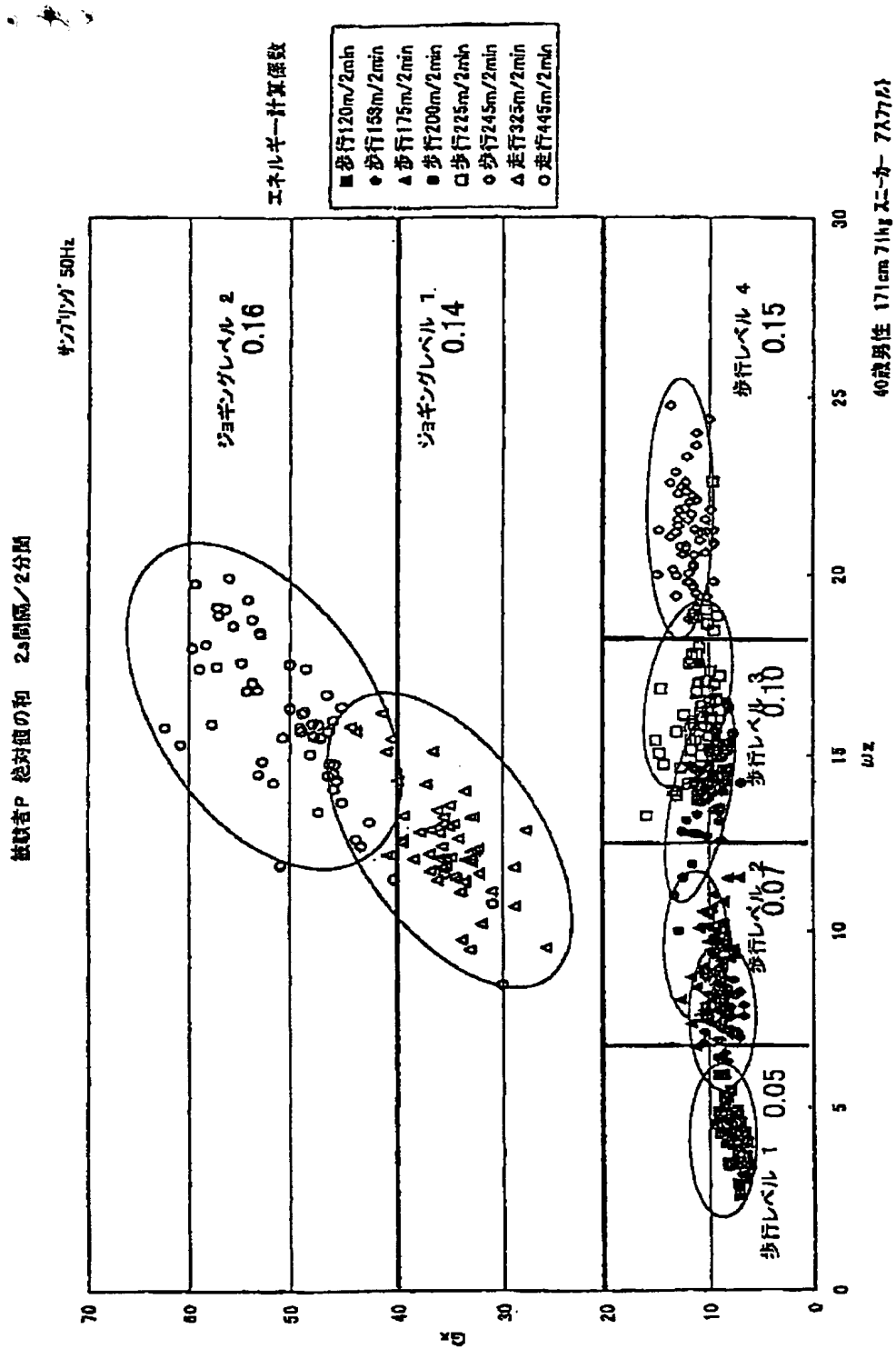




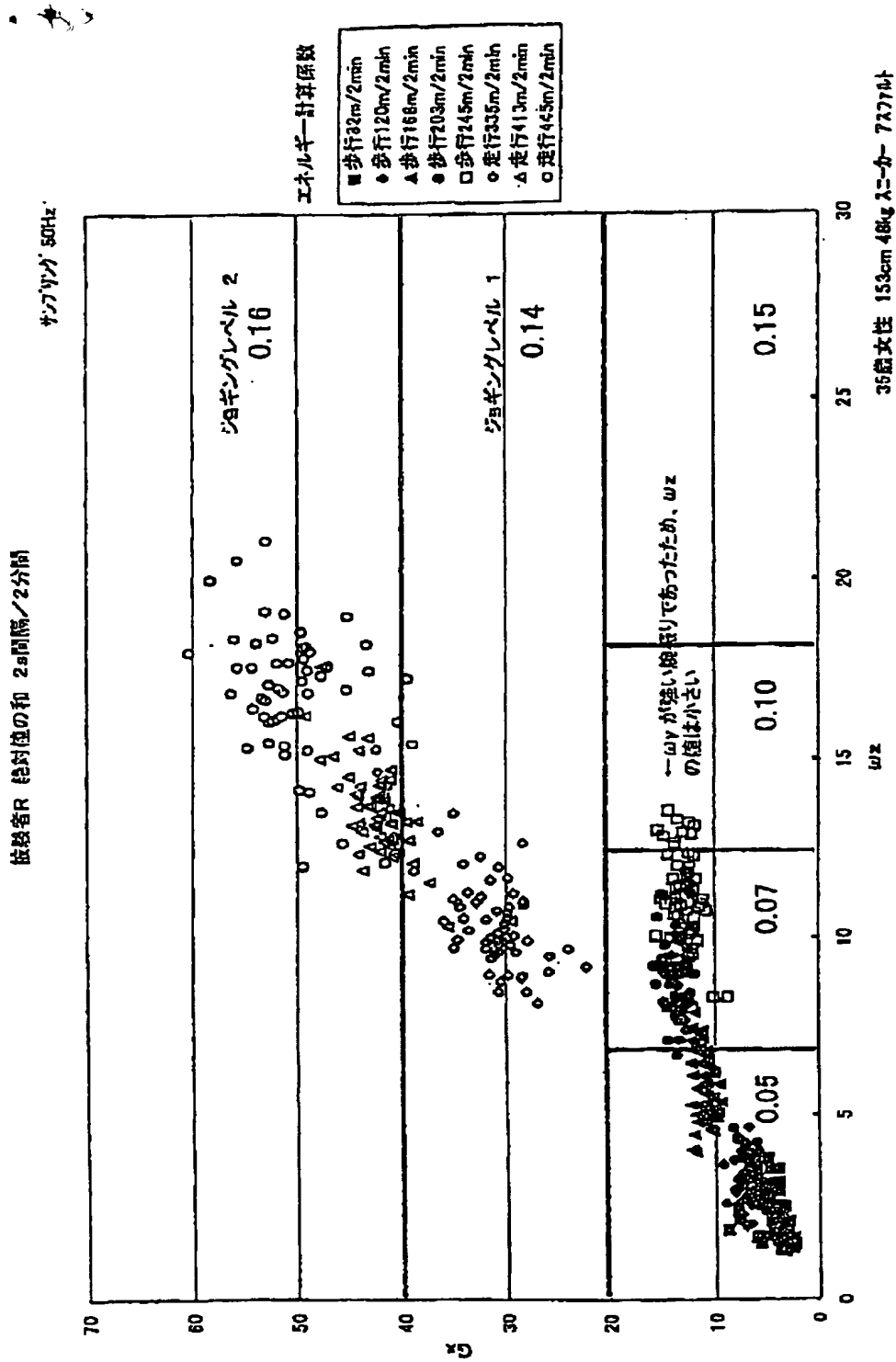




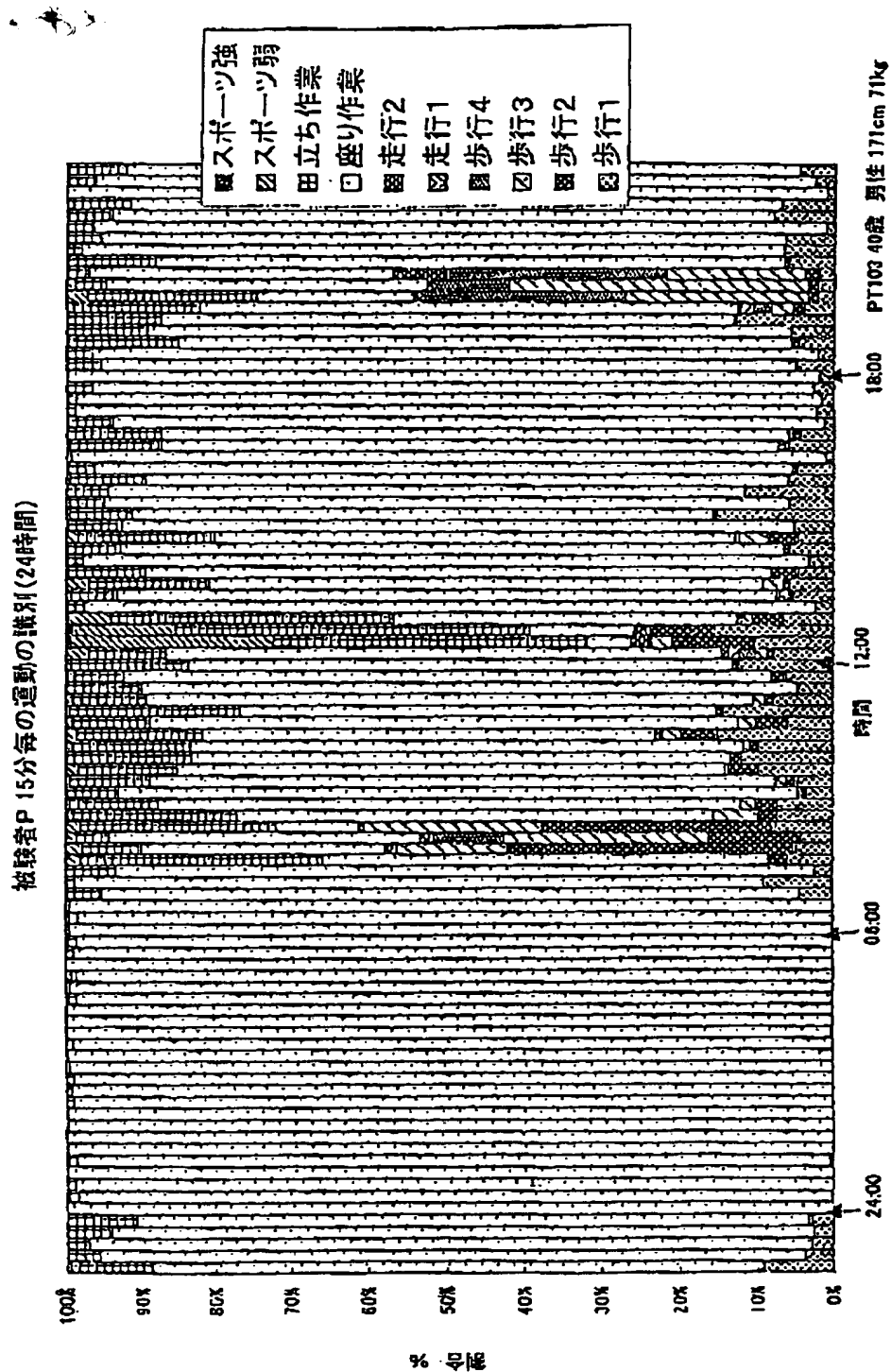
[Drawing 30]



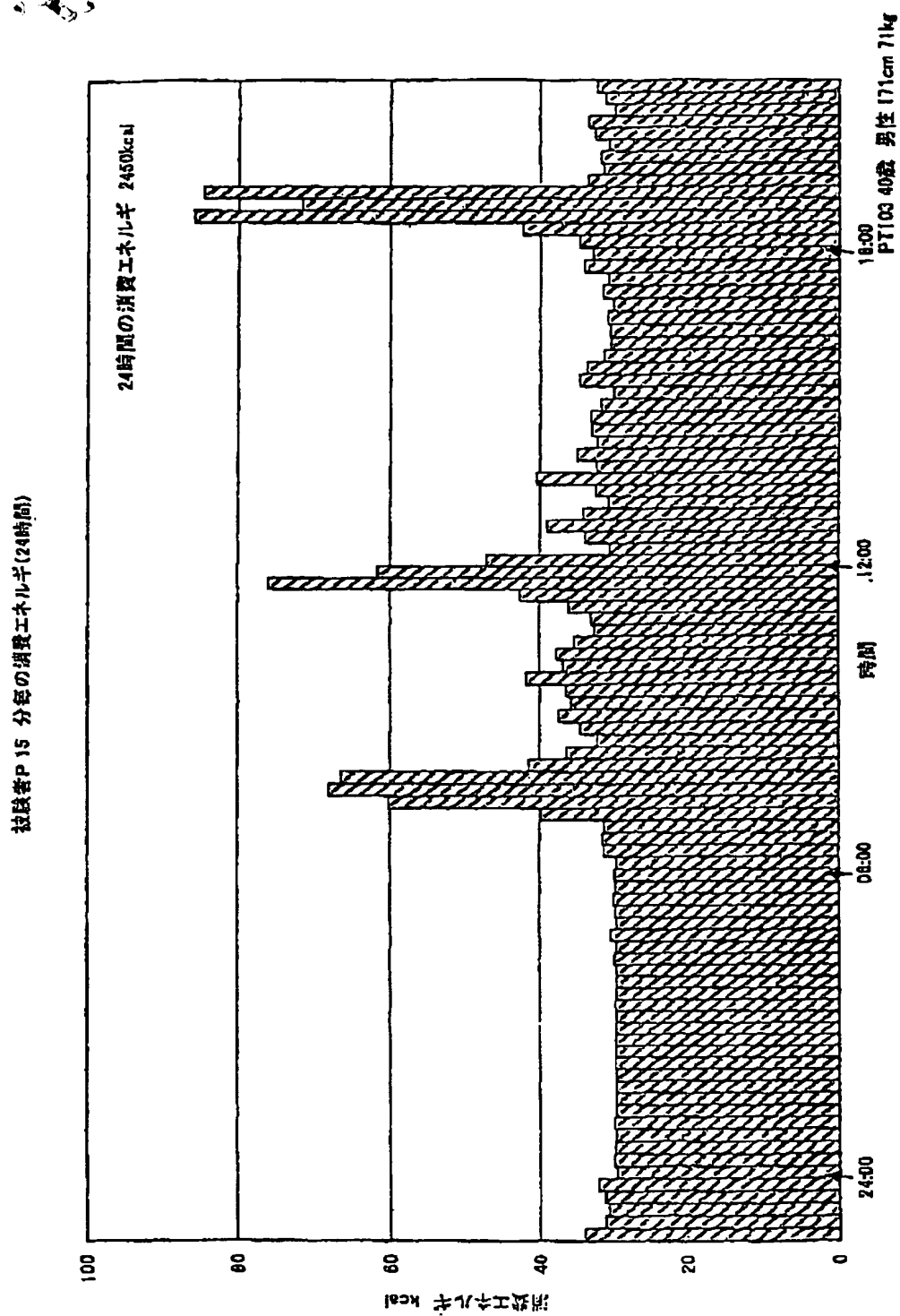
[Drawing 31]



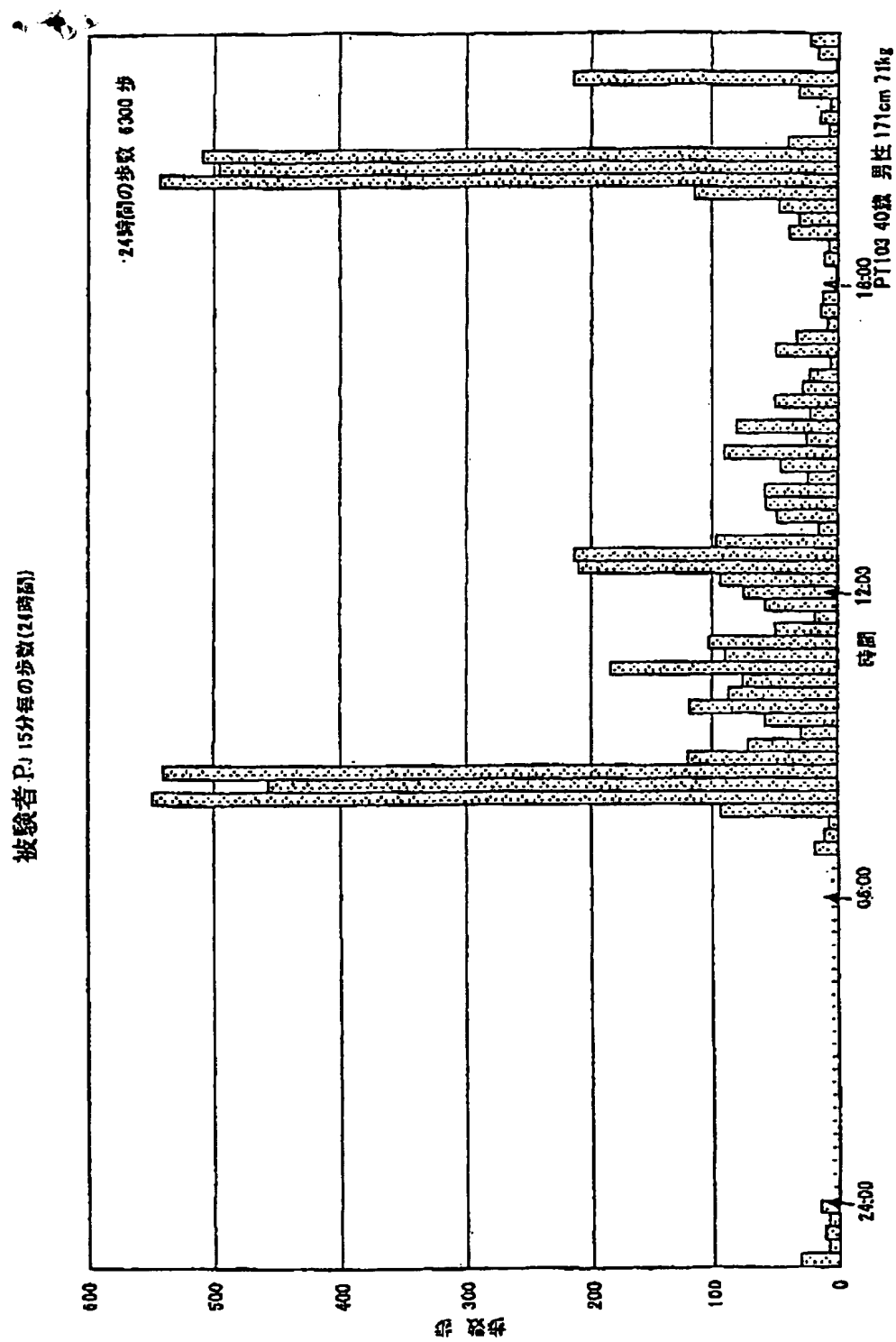
[Drawing 32]



[Drawing 33]



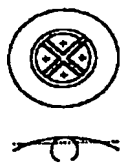
[Drawing 34]



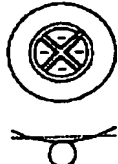
[Drawing 38]

(a) 駆動モード

$+S_y$

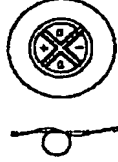
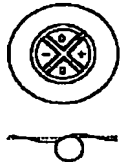


$-S_y$



Y

(b) 検出モード (X軸)



X

(c) 検出モード (Z軸)



Z

[Translation done.]

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☒ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER: \_\_\_\_\_**

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**